



João Gonçalo Carrão Patrício

Licenciado em Tecnologias dos Equipamentos de Saúde

Implementação de técnicas avançadas de embalsamamento de cadáveres por perfusão vascular

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Paulo António Martins
Ferreira Ribeiro, Professor associado da Faculdade de
Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa

Co-orientador: Professor Doutor João Goyri O'Neill,
Professor associado da Faculdade de Ciências e
Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca
Arguente(s): Prof. Doutor José Luís Constantino Ferreira
Vogal(ais): Prof. Doutor Paulo António Martins Ferreira
Ribeiro, Prof. Doutor João Erse de Goyri O'Neill

Implementação de técnicas avançadas de embalsamamento de cadáveres por perfusão vascular Copyright © João Gonçalo Carrão Patrício, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Agradecimentos

A realização da presente dissertação foi apenas possível com o apoio de algumas pessoas, às quais quero expressar o meu agradecimento.

Em primeiro lugar, destaco o meu orientador, professor Paulo Ribeiro, pela orientação, disponibilidade e ajuda prestada.

Ao professor João O'Neill, pelo apoio e todo o conhecimento transmitido.

Ao meu colega Jorge Ribeiro por todos os conselhos e cooperação.

Não podia deixar de agradecer ao Professor José Luís Ferreira, pela preciosa ajuda e disponibilidade demonstrada.

Aos meus amigos por todo o apoio e companheirismo.

Aos meus pais, por todo o esforço e apoio, ao longo da minha formação académica.

Por último e não menos importante, quero agradecer à minha namorada Filipa por todo o amor, compreensão e incentivo.

Resumo

A dissecação de cadáveres, fundamental para estudo anatómico, só é recomendável mediante a conservação cadavérica prévia de longo prazo, recorrendo a técnicas avançadas de embalsamamento.

O embalsamamento é um processo químico que tem como objectivo impedir ou retardar o aparecimento e progressão dos fenómenos cadavérico-destrutivos, conducentes à putrefacção. Uma das técnicas mais utilizadas consiste na injeção de dietilenoglicol no sistema arterial, que se difunde pelos tecidos podendo ser ou não drenado através do sistema venoso. Esta técnica designa-se usualmente de perfusão ou embalsamamento arterial.

Com o objectivo de estudar o processo de embalsamamento arterial, no sentido de o otimizar, foi desenvolvido um sistema de perfusão com bombeamento pulsado, similar aos movimentos sistólico e diastólico do coração, com controlo de fluxo e temperatura. O sistema possibilita assim a programação e controlo da injeção dos fluidos conservantes ou de moldagem anatómica de cadáveres. Foi também integrado um sistema de aquecimento mais eficiente, de forma a potencializar técnicas avançadas de perfusão, nomeadamente de substâncias coradas para visualização dos grandes vasos até escassos 500 nm; substâncias como gelatinas coradas dedicadas à técnica de injeção-dissecção e injeção-diafanização; substâncias como silicones corados, para técnica de injeção-dissecção e injeção-diafanização e de substâncias como acrílicos para técnica de injeção-corrosão.

A medição de parâmetros inerentes à perfusão vascular, como fluxo e pressão, permite controlar a injeção dos fluidos de embalsamamento por forma a garantir a estabilidade da rede vascular, em perfusões de curta ou longa duração.

As inovações introduzidas neste novo sistema traduzem uma melhoria significativa na qualidade de perfusão e no estudo da mesma posteriormente, através da análise dos dados recolhidos da aquisição dos sensores.

Abstract

Dissection of cadavers, for anatomical study, requires prior long-term corpses conservation, through advanced techniques of embalming.

Embalming is a chemical process, which aims to prevent or delay the onset or progression of cadaveric-destructive phenomena, such as putrefaction. One of the most used techniques consists on injection of diethyleneglycol in the arterial system, which diffuses through the whole body and could be or not drained through the venous system. This technique is usually called arterial perfusion or embalming.

The aim of this work is to optimize the embalming technique, by developing a pulsed regime infusion system of, similar to the systolic and diastolic movement of the heart and through which the flow and temperature can be controlled. Thus it's possible to program and real time control the injection of embalming substances into corpses. It was also introduced an new integrated heating system more efficient, so as to enhance the advanced techniques, required for infusion of colored substances to highlight vessels up to 500 mm, substances such as colored gels dedicated to the technique of injection-dissection and injection-diafanization, substances such as colored silicones for both injection-dissection and injection-diaphanization and substances such as acrylics for injection-corrosion.

Through the acquisition of all the parameters involved in vascular perfusion, in particular flow and pressure, it's possible to seek for the stability of the vascular network, in both short and long term perfusion.

The innovations introduced in this equipment reflect a significant improvement in infusion quality and subsequent study with the collected data of sensors acquisitions.

Índice

Índice de figuras.....	7
Índice de tabelas	8
1. Introdução.....	9
1.1. Âmbito	9
1.2. Enquadramento do problema	9
1.3. Estrutura do Documento	10
2. Estado da arte.....	11
2.1. Embalsamamento.....	11
2.2. Embalsamamento Moderno	13
2.2.1. Métodos do embalsamamento	13
2.2.2. Métodos de injeção de fluidos em cadáveres.....	15
2.2.3. Solução de embalsamamento	16
3. Princípios físicos	22
3.1. Mecânica dos Fluidos	22
3.1.1. Propriedades termodinâmicas de um fluido.....	22
3.1.2. Escoamento no interior de condutas.....	23
3.1.3. Regimes de escoamento	26
4. Desenvolvimento de perfusor automático.....	27
4.1. Perfusor anteriormente desenvolvido.....	27
4.2. Projecto do Perfusor.....	28
4.2.1. Reservatório.....	29
4.2.2. Sensor de temperatura	30
4.2.3. Unidade de bombeamento	31
4.2.4. Sensor de fluxo	32
4.2.5. Sensores de pressão.....	34
4.3. Unidade de controlo.....	36
4.3.1. Controlo de temperatura	37
4.3.2. Controlo de fluxo	38
4.4. Modo Manual.....	39
4.5. Modo Automático.....	40
4.5.1. Programação do microcontrolador.....	40
4.5.2. Labview	45
4.6. Concepção da maquete	55
5. Resultados.....	57
5.1. Calibração de sensor de temperatura.....	57
5.2. Calibração de sensor de fluxo.....	58
5.3. Calibração de sensor de pressão	59
6. Conclusões.....	61
7. Bibliografia	62
Apêndice I.....	I
A. Calibração de sensor de temperatura.....	I
B. Calibração de sensor de fluxo	II
C. Datasheet de sensores de pressão	III
Apêndice II.....	IV

A.	Código desenvolvido na plataforma Arduino.....	IV
B.	Diagrama de blocos do software criado em Labview.....	IX
B.1.	Configuração da porta série	IX
B.2.	Caracteres escritos na porta série.....	IX
B.3.	Leitura de caracteres da porta série	X
B.4.	Código de calibração de sensores de pressão periféricos e respectivos sinais visuais X	
B.5.	Código de calibração do sensor de temperatura e respectivo sinais visuais.....	XI
B.6.	Código para calculo de nível do depósito	XI
B.7.	Código de fluxo programável.....	XII
B.8.	Programação de ficha de identificação do cadáver.....	XII
B.9.	Escrita de valores para Excel.....	XIII
B.10.	Escrita de valores para ficheiro de texto.....	XIII

Índice de figuras

Capítulo 3

Figura 3.1: Escoamento de um fluido.....	23
Figura 3.2: Escoamento de um fluido em conduta	24
Figura 3.3: Ramificação de conduta	26
Figura 4.1: Esquema de blocos do perfusor desenvolvido: 1 – Reservatório de fluido; 2 – Sistema de aquecimento; 3 – Sensor de temperatura; 4 – Unidade de bombeamento; 5 – Sensor de pressão de entrada; 6 – Sensor de fluxo; 7 – Sensores de pressão periféricos; 8 – Reservatório de drenagem (cadáver); 9 – Unidade de controlo; 10 – Computador	27
Figura 4.2: Esquema de blocos do perfusor desenvolvido: 1 – Reservatório de aquecimento; 2 – Sistema de aquecimento; 3 – Sensor de temperatura; 4 – Unidade de bombeamento; 5 – Sensor de pressão de entrada; 6 – Sensor de fluxo; 7 – Sensores de pressão periféricos; 8 – Reservatório de drenagem (cadáver); 9 – Microcontrolador (Arduino); 10 – Tablet.....	29
Figura 4.3: Circuito equivalente do sensor de tipo NTC.....	30
Figura 4.4: Bomba de diafragma Blackstone BL15(1.Cabeça da bomba 2.Led indicador de batida 3.Botão de regulação de % de caudal 4.Cabo de alimentação)	31
Figura 4.5: Esquema interno do sensor de fluxo.....	33
Figura 4.6: a)Sensor de pressão b)Esquema interno do sensor c)Pinos de entrada e saída	34
Figura 4.7: Circuito de amplificação do sinal do sensor de pressão de entrada...	35
Figura 4.8: Circuito de amplificação do sinal dos sensores de pressão periféricos	36
Figura 4.9: Adaptação de sensor de pressão periférico	36
Figura 4.10: Esquema de controlo On-Off	37
Figura 4.11:Circuito de controlo de temperatura.....	37
Figura 4.12:Multiplexer analógico CD4053.....	38
Figura 4.13:Circuito de seleção de modo manual ou automático	39
Figura 4.14:Fluxograma de escrita e leitura no porto série	42
Figura 4.15: Fluxograma da programação do controlo de fluxo	44

Figura 4.16: Fluxograma da programação do controlo da temperatura	44
Figura 4.17: Configuração da porta série	45
Figura 4.18: Código de escrita no porto série.....	46
Figura 4.19: Leitura de caracteres recebidos do microcontrolador e respectiva conversão	47
Figura 4.20: Código de leitura de sensores de pressão periféricos.....	48
Figura 4.21: Programação sinais visuais para controlo de temperatura.....	49
Figura 4.22: Código para cálculo do nível do depósito.....	49
Figura 4.23: Código de controlo de fluxo programável	50
Figura 4.24: Programação de ficha de identificação do cadáver	51
Figura 4.25: Janela de selecção do idioma	52
Figura 4.26: Painel principal.....	52
Figura 4.27: Opções do programa.....	53
Figura 4.28: Janela de identificação do cadáver	53
Figura 4.29: Painel central da interface, correspondente às medições efectuadas pelos sensores	54
Figura 4.30: Sensores de pressão periféricos: valor, unidades e localização	54
Figura 4.31: Controlo de fluxo e temperatura.....	55
Figura 4.32: Maquete do equipamento desenvolvido.....	55
Figura 5.1: Recta de calibração do termistor	57
Figura 5.2: Recta de calibração do sensor de fluxo	59
Figura 5.3: Recta de calibração do sensor de pressão à saída da bomba	59
Figura 5.4: Recta de calibração para mmH ₂ O dos sensores de pressão periféricos	60
Figura 5.5: Recta de calibração para mmHg dos sensores de pressão periféricos	60

Índice de tabelas

Capítulo 4

Tabela 4.1: Características técnicas do sensor de fluxo	30
Tabela 4.2: Características técnicas da unidade de bombeamento.....	31
Tabela 4.3: Características técnicas do sensor de fluxo	33
Tabela 4.4: Características técnicas do sensor de pressão de entrada.....	34
Tabela 4.5: Características técnicas dos sensores de pressão periféricos	35
Tabela 4.6: Ligação às entradas do multiplexer	39
Tabela 4.7: Pinos de leitura dos sensores	42
Tabela 5.1: Calibração do sensor de fluxo	58

1. Introdução

A dissecação de cadáveres é fundamental para a formação de profissionais de saúde, pois tanto a observação do corpo humano constitui a base do diagnóstico, como a sua prática reflecte a qualidade dos actos médicos e cirúrgicos. No entanto, nos últimos anos tem-se vindo a verificar uma diminuição do rácio de doação de cadáveres por formando de ciências médica, que se receia poder reflectir na qualidade dos profissionais.

Nesta conformidade, a melhoria dos métodos de conservação de cadáveres, nomeadamente o embalsamamento, é de particular relevância para maximizar o aproveitamento do material cadavérico disponível, em boas condições de conservação e sanitização, para uso em dissecação. A este respeito importa aqui considerar não só o aperfeiçoamento da técnica em si e consequente estabelecimento de protocolos, mas também o desenvolvimento de instrumentação adequada.

1.1. Âmbito

Este projecto surge no âmbito da unidade curricular de dissertação do curso de Mestrado Integrado de Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL), e foi desenvolvida em colaboração com o Departamento de Anatomia da Faculdade de Ciências Médicas da mesma universidade (FCM-UNL).

Esta dissertação teve como objectivo o aperfeiçoamento, tanto ao nível das funcionalidades como da ergonomia, do protótipo de um perfusor vascular destinado ao embalsamamento de cadáveres e produção de moldes, desenvolvido em 2008.

1.2. Enquadramento do problema

Os sistemas de perfusão arterial existentes no mercado apresentam pouca fiabilidade e baixo nível de controlo do processo de injeção do fluido de embalsamamento o que não permite o seu uso para a optimização do processo.

Tendo em conta as limitações apresentadas pelos equipamentos de perfusão arterial comerciais foi desenvolvido um protótipo que permite a injeção controlada do fluido de embalsamamento, mediante o controlo fluxo e pressão automáticos e permitindo o registo em tempo real destes parâmetros.

A análise de corpos, embalsamados pelo protótipo desenvolvido em 2008, revelou boa aparência geral, sensação à incisão similar ao do vivo e excelente grau de conservação avaliada pela análise de amostras teciduais de acordo com critérios baseados na eosinofilia / hidropização celular, picnose nuclear, Kariorexis, infiltrado inflamatório, desorganização das fibras e necrose de coagulação.⁽¹⁾

Os resultados alcançados pelo protótipo foram de tal forma satisfatórios no que diz respeito à qualidade dos tecidos embalsamados permitiram validar as técnicas e soluções implementadas, sendo por isso merecedor de aperfeiçoamento, nomeadamente no que diz respeito à sua ergonomia e funcionalidades. De entre outras destacam-se o aperfeiçoado do sistema de controlo de temperatura, no controlo de fluxo, através da inclusão dum modo de fluxo variável no tempo, programável pelo utilizador.

1.3. Estrutura do Documento

Este documento que visa a descrição do projecto, está estruturado da seguinte forma:

O Capítulo 2 descreve a evolução do processo de embalsamamento, destacando as técnicas mais utilizadas actualmente.

O Capítulo 3 referencia alguns dos princípios físicos que estão na base do projecto realizado, nomeadamente a hemodinâmica do processo de embalsamamento.

O Capítulo 4 é dedicado à descrição de todo o trabalho desenvolvido. São mencionados todos os componentes utilizados e respectivas características, assim como todas as opções tomadas em termos de desenvolvimento de software.

No Capítulo 5 são apresentados os resultados das calibrações efectuadas para os sensores utilizados.

O Capítulo 6 contém as conclusões deste trabalho e perspectivas de melhorias futuras do mesmo.

O apêndice A contém os dados referentes aos ensaios de calibração dos sensores e o apêndice B os códigos de programação desenvolvidos.

2. Estado da arte

2.1. Embalsamamento

O embalsamamento é um processo químico que tem como objectivo impedir ou retardar a instalação ou progressão dos fenómenos cadavérico-destrutivos, nomeadamente a putrefacção. O início desta prática remonta ao Antigo Egipto à 5000 anos atrás, onde era efectuado o processo de embalsamamento mais conhecido como mumificação. A mumificação tinha um objectivo religioso, fundamentando-se na crença de que a preservação do cadáver após a morte o habilitava para a ressurreição. O conhecimento deste processo vem principalmente das descrições efectuadas pelo historiador grego Heródoto cerca de 500 AC.

A mumificação durava cerca de 70 dias e era efectuada por sacerdotes com conhecimentos de anatomia. O processo era iniciado com a remoção do cérebro através da utilização de um gancho de metal inserido através do nariz, ou menos frequentemente pela cavidade ocular. Era então efectuada a evisceração através de uma incisão do lado esquerdo entre a costela e a crista ilíaca. Neste procedimento eram retirados, todos os órgãos, à excepção dos rins e do coração que posteriormente eram limpos e imersos num recipiente com vinho de palma e por fim embalados em natrão (é um sal encontrado em leitos de lagos secos do deserto). O coração nesta época representava o centro do intelecto e da memória do indivíduo, tendo grande importância para o julgamento do morto que decorreria no tribunal de Osíris (Deus dos mortos).

Após tratamento os órgãos eram enfaixados em linho e colocados dentro de *Vasos Canopos*, que representavam divindades denominados *Filhos de Hórus*, que protegiam as vísceras da destruição. Posteriormente, já na XXI Dinastia os órgãos começaram a ser colocados no interior do corpo.

O corpo depois de imerso numa solução de natrão de concentração elevada durante vários dias, para desidratar e matar bactérias, era lavado com água e seco ao sol. De seguida era efectuado o enchimento subcutâneo dos membros com areia e argilas, sendo as cavidades enchidas com linho ensopado em resina e com materiais conservantes e aromáticos. Por fim o corpo era enrolado em faixas de forma muito elaborada, escondendo entre camadas jóias e amuletos.

Vários povos, como Persas, Sírios e Babilónicos, habitantes dos Vales do Rio Tigre e

Eufrates, utilizaram processos similares de embalsamamento.

Durante a Idade Média as leis proibiram as escolas de ciências médicas de adquirir cadáveres para estudo anatómico e dissecação. Apenas eram preservados em segredo os corpos duma elite muito restrita da sociedade, como membros da família real e do clero. Os métodos utilizados foram bastante semelhantes aos do Antigo Egipto com a excepção da duração do processo, que foi consideravelmente acelerado.

Este foi um período muito conturbado em que as Nações da Europa lançaram uma campanha sangrenta, conhecida como *Cruzadas*, numa tentativa de conquistar a Terra Santa. Iniciou-se assim uma série de ofensivas militares contra os muçulmanos e muitos outros grupos culturais e religiosos.

Só mais tarde, durante o Renascimento, marcado pela crescente liberdade no estudo da anatomia e medicina, o embalsamamento voltou a ser efectuado sistematicamente.

Neste período foram efectuados inúmeros progressos científicos tanto no que diz respeito às técnicas de embalsamamento como das próprias substâncias utilizadas na conservação dos cadáveres. Foi por volta de 1600 que Jan Swammerdam, descobriu uma mistura de álcoois de terebintina e cera que se revelou bastante eficaz na preservação cadavérica de animais pequenos.

A técnica de Swammerdam foi posteriormente aplicada a seres humanos por Frederik Ruysch, através do primeiro sistema de embalsamamento arterial, por si desenvolvido.

Em meados de 1800, John Morgan, um professor de anatomia da Universidade de Dublin, na Irlanda, estabeleceu formalmente dois princípios para produzir os melhores resultados no embalsamamento: injeção da solução numa artéria com maior diâmetro possível e uso de pressão para empurrar a solução através dos vasos sanguíneos.

Nessa mesma época, durante a guerra civil americana, Thomas Holmes, médico legista, ficou conhecido por ter utilizado os cadáveres dos soldados mortos em combate para testar inúmeros produtos químicos e técnicas de embalsamamento. O seu objectivo era conservar o cadáver de forma a poder percorrer longas distâncias permitindo que o funeral pudesse ser realizado junto dos familiares. Ao todo, estima-se que Holmes terá preparado mais de 4.000 corpos durante a guerra, proeza que teve como consequência a aceitação por parte da sociedade Americana do embalsamamento como parte dos preparativos fúnebres.

2.2. Embalsamamento Moderno

As técnicas modernas de embalsamamento, são resultado de uma aprendizagem acumulada durante vários séculos de pesquisa, de tentativa e erro e de invenções de técnicas e instrumentos. Actualmente consideram-se três objectivos principais para a sua execução do embalsamamento: **preservação, sanitização e restauração**.

- **Preservação** – são utilizadas diversas substâncias, denominadas fixadores, com o intuito de retardar a degradação que os tecidos sofrem após a morte (autólise). Os fixadores vão reagir com as proteínas, alterando a sua natureza coloidal, através do estabelecimento ligações entre proteínas adjacentes. Forma-se assim um tecido inerte bastante resistente à acção das enzimas proteolíticas, responsáveis pela degradação dos tecidos. O grau de preservação depende da interacção entre os fixadores e as proteínas.
- **Sanitização** – Após a morte, muitos agentes patogénicos sobrevivem por longos períodos de tempo nos tecidos mortos, havendo risco de contaminação através do contacto com o cadáver. Sendo as substâncias químicas utilizadas um excelente desinfectante, o embalsamamento surge assim como meio eficaz de contenção de disseminação de doenças contagiosas.
- **Restauração** - Permite restabelecer ao cadáver uma fisionomia que assegure aos familiares vivificarem o seu luto de forma menos traumática. Pretende-se retirar os traços de sofrimento e dor resultantes do processo da morte, se existentes, conferindo-lhe um semblante que muito se assemelha ao que tinha nos bons momentos da vida.

2.2.1. Métodos do embalsamamento

O processo de embalsamamento geralmente envolve o embalsamamento arterial, o embalsamamento de cavidades, o embalsamamento hipodérmico e o embalsamamento de superfície. Estas quatro fases do embalsamamento serão a seguir descritas.

2.2.1.1. Embalsamamento arterial

Embalsamamento arterial consiste na injeção da solução de embalsamamento, a uma determinada pressão, através de uma ou mais artérias. Normalmente a artéria escolhida é a carótida ou femoral, sendo feita uma incisão com profundidade

suficiente para que com um gancho a artéria seja levantada e cortada, sendo posteriormente nela inserido um tubo através do qual se vai introduzir a solução de embalsamamento no cadáver.

Uma vez injectada a solução, esta vai percorrer as artérias, arteríolas e capilares, difundindo-se pelos tecidos. Ao mesmo tempo o sangue é drenado por uma veia, por norma correspondente à artéria utilizada, veia jugular ou femoral respectivamente.

A pressão e a taxa de fluxo da solução, são controladas com vista a uma melhor distribuição da solução. Durante o embalsamamento, o operador terá também de ir massajando o cadáver, de modo a evitar a formação de coágulos possam obstruir os vasos sanguíneos e para ir verificar o progressivo sucesso da técnica aplicada.

2.2.1.2. Embalsamamento de cavidades

O embalsamamento arterial apenas permite o tratamento do tecido muscular, pele e superfície dos órgãos. No entanto, no interior dos órgãos o processo de putrefacção provocado pelas bactérias ainda decorre, comprometendo a conservação do cadáver.

O embalsamamento de cavidades diz respeito à conservação dos órgãos das cavidades abdominal e torácica. Este processo é realizado em 2 etapas: inicialmente é feita uma aspiração das cavidades das vísceras e de seguida é injectada uma solução química, bastante similar à utilizada no embalsamamento arterial. Para tal é utilizado um instrumento, denominado *trocar*, que se caracteriza por ser um tubo metálico longo com uma extremidade pontiaguda e outra de encaixe que permite a ligação a uma bomba de sucção numa primeira etapa, e numa segunda fase será utilizado para inserir a solução de preservação no cadáver. ⁽²⁾

2.2.1.3. Embalsamamento hipodérmico

O embalsamamento hipodérmico é um método suplementar e bastante moroso, utilizado para preservar áreas onde a solução, através do embalsamamento arterial, não chegou. Isto pode ser originado pela formação de coágulos que obstruem a passagem da solução para as regiões afectadas ou por o corpo ter sido insuficientemente massajado durante o processo. Este tipo de técnica requer a utilização de uma seringa e uma agulha, sendo a solução injectada localmente e directamente na pele a solução de preservação. ⁽²⁾

2.2.1.4. Embalsamamento de superfície

O embalsamamento de superfície é efectuado em regiões do corpo danificadas onde a solução de preservação não é distribuída uniformemente, nomeadamente feridas e queimaduras. ⁽²⁾

Nestes métodos são utilizados derivados do formol sob a forma de gel ou aerossol directamente na superfície da região afectada.

2.2.2. Métodos de injeção de fluidos em cadáveres

São conhecidos seis técnicas de injeção de fluidos em cadáveres humanos: gravidade, balão ou seringa, combinação da gravidade com seringa, bomba manual, bomba de pressão, bomba de centrífuga.

Das técnicas referidas, a da injeção por gravidade é o mais tradicional, segura, simples e menos dispendiosa. A instrumentação consiste num recipiente graduado de vidro que contem a solução de embalsamamento, com uma saída inferior, por onde o líquido escoar. O recipiente é elevado acima do cadáver e o fluido desloca-se para o interior do sistema arterial.

Este método providencia uma injeção lenta e estável, que promove a distribuição lenta mas eficaz da solução de embalsamamento pelos tecidos do corpo humano, o que representa uma vantagem relativamente a outros sistemas mecânicos, nos quais a injeção é realizada a velocidades superiores e em que parte do fluido pode atravessar a rede vascular sem ser absorvido pelos tecidos.

No método dito da seringa ou balão, é utilizado, uma seringa ou um balão de borracha, cujas extremidades ligam a cânulas. A cânula localizada a montante do balão está inserida num recipiente que contém solução de embalsamamento. Quando o balão é apertado, o fluido desloca-se para o interior do corpo, atravessando o balão e uma cânula que liga o balão ao corpo. A injeção de um cadáver pode ser bastante rápida através deste método, dependendo da frequência com que o balão é apertado. Por ser um método totalmente manual, a injeção requer a presença constante de um operador, que bombeia o fluido para o interior do sistema vascular a uma pressão que não é controlada.

Os métodos acima descritos podem ainda ser combinados, para melhorar a qualidade do embalsamamento. Por exemplo, pode ser utilizado um recipiente elevado em relação ao cadáver, ligado em série com o balão, que a jusante liga ao cadáver através

duma cânula. A pressão e o fluxo de bombeamento podem ser aumentados elevando a pressão no balão, o que constitui uma vantagem relativamente aos dois métodos anteriores.

Pode também ser utilizado vácuo para aspiração por forma a facilitar a injeção da solução de embalsamamento.

Alternativamente aos métodos manuais, têm sido também implementados métodos automáticos ou semiautomáticos, que recorrem a bombas de pressão ou de centrifugação, que não requerem a presença do operador junto do equipamento. A pressão de bombeamento pode ser estabilizada e controlada pelo operador variando a velocidade de bombeamento ou alternativamente actuando numa válvula de controlo de fluxo. Em todo o caso todos estes sistemas requerem uma monitorização cuidadosa por parte do operador, já que pecam pela falta de automatismos.

Os equipamentos de perfusão arterial munidos de sistema de bombeamento eléctrico são normalmente constituídos por um reservatório com capacidade de aproximadamente 12 L, uma unidade de controlo de bombeamento motorizada que permite controlar a pressão através do ajustamento do fluxo de injeção. Existem também várias versões da bomba de injeção com diferentes características nomeadamente, bombeamento pulsado e velocidade de injeção constante ou variável.

2.2.3. Solução de embalsamamento

A injeção de substâncias de embalsamamento remonta ao século XVII, com a utilização de soluções de arsénico. No entanto, foi já no século XVIII que o anatomista Carlo Jacomini utilizou a glicerina, antisséptico ainda hoje bastante utilizado, na preservação de peças anatómicas, desenvolvido em 1779 por Karl Schelle. A glicerina ou glicerol é responsável pela desidratação celular, não alterando a concentração iónica das células, mantendo assim a sua integridade. Apresenta vantagens relativamente a outras substâncias utilizadas, nomeadamente o formol, pois embora apresente uma conservação média semelhante, é um produto menos nocivo tanto para o operador como para o meio ambiente e garante uma boa elasticidade da pele.

O formol ou formaldeído foi descoberto pelo químico alemão Von Hoffman em 1868, e dado o seu baixo custo e rápida absorção pelos tecidos assumiu grande relevância. Este antisséptico faz a aniquilação dos radicais das proteínas e ácidos nucleicos

microbianos, formando pontes metálicas e etílicas, impedindo que esses compostos celulares se degradem. Embora apresente algumas desvantagens importantes nomeadamente relativas a sua alta toxicidade, tendo até sido considerado cancerígeno pela Organização Mundial de Saúde em 2004, a sua utilização tem vindo a melhorar através da injeção simultânea de outros produtos químicos que reduzem os seus efeitos adversos, ajudam a uniformizar a sua difusão pelos tecidos e o melhoram o seu efeito conservante.

Além das substâncias de conservação que interagem com as proteínas de forma a torná-las insolúveis, são utilizadas conjuntamente químicos complementares, com diferentes funções, nomeadamente anticoagulantes para minimizar os problemas de coagulação associados ao formol, soluções tampão para estabilizar as soluções e o pH, sais inorgânicos para manter a qualidade osmótica da solução, agentes de humedecimento para evitar a desidratação dos tecidos, aumentando a sua capacidade de reter a água e também corantes para melhorar a componente estética.

A composição e volume a ser injectada pode variar bastante consoante factores como o sexo, peso, idade, estado do cadáver (autopsiado ou não), tempo decorrido entre a morte e o embalsamamento, patologias, nível de proteínas, natureza da morte progresso físico e químico do *post mortem*. Todavia esta deve apresentar propriedades que favoreçam a distribuição uniforme para todo o corpo, uma boa absorção pelos tecidos e apresentar estabilidade. As propriedades que mais influenciam a estabilidade da solução de embalsamamento são a temperatura, a qualidade osmótica e o pH.

- **Temperatura** - tanto temperaturas muito elevadas como muito baixas temperaturas têm efeitos negativos na qualidade da solução pois poderão provocar aceleração da polimerização como precipitação dos solutos, respectivamente. Contudo um aumento de temperatura é relevante quando o objectivo é a criação de moldes para estudos anatómicos, já que a polimerização favorece a consolidação dos mesmos. Outra situação em que o mesmo acontece é no tratamento da decomposição pois uma solução ligeiramente aquecida promove a preservação dos tecidos.
- **Qualidade osmótica** - a solução injectada deve ser hipotonia, pois o que se pretende é a sua difusão dos vasos capilares para os tecidos celulares. Caso fosse hipertónica, esta iria movimentar-se no sentido dos tecidos celulares para os capilares, causando desidratação e uma deficiência na distribuição da

solução de embalsamamento.

- **pH** – Tanto soluções muito ácidas como soluções muito alcalinas produzem resultados negativos já que provocam a decomposição do formol e polimerização, respectivamente. As soluções utilizadas no embalsamamento arterial são normalmente ligeiramente alcalinas, com pH aproximadamente entre os 7,2 e 7,4. Enquanto no embalsamamento de cavidades são ligeiramente ácidas já que aqui se requer acção rápida. Por norma são adicionadas soluções tampão para prolongar a vida útil da solução de embalsamamento através da regulação do pH.

2.2.3.1. Injecção da solução

A injecção da solução de embalsamamento é realizada através das artérias pois estas ao contrário das veias não têm válvulas. O embalsamamento inicia-se com a selecção da artéria ou de várias artérias onde o fluido será injectado, o que depende de vários factores, tais como o tamanho, localização, posição, profundidade, flexibilidade, proximidade da artéria aorta e da aurícula direita.

No que toca à injecção de solução vários métodos têm vindo a ser usados, designadamente injecção em ponto único, injecção e drenagem separada, injecção em vários pontos, injecção em seis pontos e injecção cervical restrita.

2.2.3.1.1. Injecção em ponto único

Esta técnica requer que tanto a injecção como a drenagem sejam realizadas a partir de um ponto único no corpo, sendo mais frequentemente utilizadas a artéria carótida e a veia jugular e artéria femoral e a veia femoral. No entanto também são por vezes utilizadas, a artéria ilíaca externa e veia ilíaca externa e a artéria axilar e a veia axilar.

A injecção e drenagem num ponto único tem a desvantagem de poder gerar *curto-circuitos* e, conseqüentemente perda de solução, pois o fluido tem a tendência a percorrer trajectos que ofereçam menor resistência.

A presença de coágulos no sistema vascular pode também influenciar a distribuição da solução. Os coágulos têm tendência para ser empurrados para os vasos de menor calibre, provocando aí uma obstrução à passagem da solução. Para evitar esta acumulação indesejada do fluido recorre-se à massagem corporal, manipulação e restrição da drenagem, que encoraja a distribuição do fluido até aos músculos e zonas mais profundas do corpo.

2.2.3.1.2. *Injecção e drenagem separada*

Esta técnica implica a injecção da solução num ponto e a incisão noutra ponto distinto, permitindo uma melhor distribuição da solução, no entanto requer mais tempo dispensado na suturação e preparação dos vasos utilizados. Os vasos mais utilizados nesta técnica são a artéria femoral direita para injecção e a veia jugular interna direita para drenagem ou artéria carótida interna direita para injecção e veia femoral direita para drenagem.

2.2.3.1.3. *Injecção em vários pontos*

Este procedimento é efectuado através da injecção da solução em duas ou mais artérias, sendo por norma efectuado quando a injecção de um único ponto não produz uma distribuição uniforme da solução ou em regiões onde o fluido não chegou. A drenagem é efectuada consoante o número de pontos injectados, e na veia correspondente.

2.2.3.1.4. *Injecção em seis pontos*

Este tipo de injecção é feito por secções, envolvendo a injecção de seis artérias: carótida comum esquerda e direita, artéria femoral esquerda e direita e artéria subclávia esquerda e direita. Podem ser utilizados vários pontos de drenagem correspondentes a cada ponto de injecção, ou um único ponto de drenagem. Esta prática garante a distribuição uniforme da solução de embalsamamento por todo o corpo, já que a solução é injectada directamente em diferentes regiões. A composição e o volume da solução injectada podem variar entre diferentes regiões, dependendo das características dos tecidos. A injecção por secções deve ser realizada em cadáveres com edema generalizado, em dadores de órgãos ou tecidos ou autopsiados.

2.2.3.1.5. *Injecção cervical restrita*

Esta técnica envolve a injecção em ambas as artérias carótidas internas, sendo a injecção da cabeça feita separadamente do resto do corpo.

Na injecção cervical restrita é possível controlar a quantidade de solução que entra nos tecidos faciais através da artéria carótida esquerda, podendo ser utilizada uma pressão e fluxo diferentes para o resto do corpo.

Esta prática é recomendada em corpos com traumas faciais, enucleação ocular ou com problemas na distribuição da solução. Para os casos de obesos, diabéticos tipo I, casos

com má circulação periférica, e casos com decomposição parcial, este deve ser o primeiro método tentado.

2.2.3.2. Drenagem da solução

Para um bom embalsamamento é igualmente essencial realizar uma boa drenagem de todas as regiões do corpo, pois esta tem como objectivo limpar o sistema vascular dos elementos catalisadores da decomposição. Estima-se que 85% do sangue se encontra nos capilares, 10% nas veias e 5% nas artérias, embora a quantidade de sangue varie de acordo com a causa e condições da morte.

Uma drenagem bem-sucedida implica uma combinação de vários métodos, dependendo da quantidade de solução injectada no sistema vascular e da frequência de injeção. Assim, a drenagem pode ser alternada, concorrente ou intermitente.

2.2.3.2.1. *Drenagem alternada*

Neste método a injeção e a drenagem é feita alternadamente até ao embalsamamento ser concluído. Tem como vantagem uma boa distribuição do fluido, contudo é um processo mais demorado e o risco de dilatação dos vasos aumenta, podendo provocar perda de elasticidade e consequente obstrução ou ruptura.

2.2.3.2.2. *Drenagem continua*

Este procedimento consiste na injeção e drenagem em simultâneo, o que aumenta a rapidez do embalsamamento e diminui a possibilidade de ocorrência de dilatação dos vasos. No entanto, requer um maior acompanhamento por parte do embalsamador de forma a evitar possíveis oclusões provocadas pela formação de coágulos.

2.2.3.2.3. *Drenagem intermitente*

A drenagem intermitente é um misto dos tipos de drenagem referidas na medida em que envolve uma injeção continua e uma drenagem intermitente. Este processo pode ser usado com vista a ultrapassar problemas de baixa pressão, que impedem uma adequada distribuição da solução. Através do fecho da veia de drenagem, vai ocorrer um aumento da pressão intravascular, melhorando assim a eficiência do embalsamamento.

2.2.3.3. Distribuição da solução

A distribuição uniforme do fluido de embalsamamento pelo sistema cardiovascular é dependente essencialmente das características físicas dos vasos, das propriedades dos fluidos utilizados, tais como a densidade, velocidade, temperatura, viscosidade e da pressão criada pela introdução dos mesmos.

Quando a solução é inserida numa artéria seleccionada, existe uma força de atrito, que se vai opor ao sentido do fluxo, força esta que depende do diâmetro e características das paredes do vaso.

De salientar que a distribuição do fluido pelo sistema deve-se ao facto de a pressão ultrapassar a resistência dos vasos. Nos capilares a resistência é maior, o que vai provocar um percurso mais lento por parte da solução, favorecendo assim a difusão da mesma pelos tecidos. Caso isto não ocorresse a solução passaria directamente dos capilares para a região de drenagem.

3. Princípios físicos

3.1. Mecânica dos Fluidos

O sistema vascular pode ser entendido como um sistema complexo de condutas, como tal para compreender o comportamento de uma solução de embalsamamento no seu interior é necessário recorrer a alguns conceitos fundamentais da mecânica dos fluidos.

3.1.1. *Propriedades termodinâmicas de um fluido*

Um fluido é uma substância que sofre deformação quando submetida a uma força tangencial ou de corte, por mais pequena que esta seja. Para estudar o comportamento de um fluido é importante considerar algumas das suas propriedades físicas, nomeadamente a sua densidade, isotropia, continuidade, compressibilidade, tensão superficial e viscosidade. A densidade de uma substância é determinada pela razão entre a massa da substância e o volume ocupado por esta. A densidade ρ é uma característica de uma substância (a uma determinada temperatura) e tem como unidades do Sistema Internacional kg/m^3 . Os fluidos em geral apresentam a propriedade da isotropia, ou seja, apresentam as mesmas características em todas as direcções e considera-se que a distribuição da matéria é contínua. A compressibilidade de um fluido está associada à diminuição do seu volume quando sujeito a um aumento de pressão. A tensão superficial é um efeito que ocorre na camada superficial de um líquido que leva a sua superfície a comportar-se como uma membrana elástica e é expressa no Sistema Internacional em N/m .⁽⁷⁾

A viscosidade é uma propriedade dos fluidos que descreve a resistência à deformação, sendo principalmente devida às interacções intermoleculares. Esta é uma característica que difere de fluido para fluido sendo necessário definir um coeficiente de viscosidade.

Considere-se um fluido entre duas placas paralelas infinitas em largura e comprimento, conforme esquematizado na figura 3.1. A placa superior é colocada em movimento sob a acção de uma força F , adquirindo uma velocidade v . A placa inferior permanece em repouso e as camadas do fluido junto às placas permanecem em contacto com estas devido às forças de adesão entre o fluido e as placas. Assim, a

camada superior do fluido move-se com a velocidade da placa, cujo módulo é v , e a camada junto à placa inferior não se move. De cima para baixo as camadas vão apresentando um contínuo de velocidades entre v e 0.

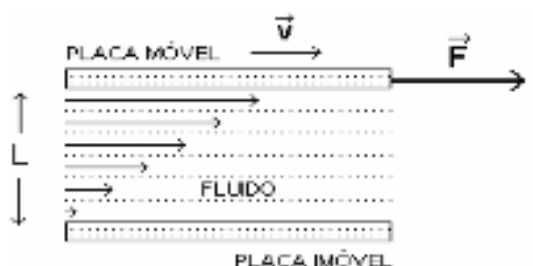


Figura 3.1: Escoamento de um fluido

O módulo da força F , necessária para manter o movimento da placa superior com velocidade v constante, é directamente proporcional à área, A , da placa e ao módulo da velocidade, v , e inversamente proporcional à distância entre placas, L . Assim chegamos à seguinte expressão:

$$F = \eta \frac{Av}{L} \quad (\text{N m}^{-2}) \quad (3.1)$$

sendo que η corresponde ao coeficiente de viscosidade do fluido, que depende do fluido em si e da sua temperatura.

Tendo em conta que a tensão de corte, τ , é dada por $\frac{F}{A}$, e na expressão 3.1 F está aplicada sobre A , então essa expressão pode ser escrita como:

$$\tau = \eta \frac{v}{L} \quad (\text{N m}^{-2}) \quad (3.2)$$

ou, de um modo geral,

$$\tau = \eta \frac{dv}{dL} \quad (\text{N m}^{-2}) \quad (3.3)$$

A expressão 3.3 representa a 2ª Lei de Newton para a viscosidade e o fluido para a qual ela é aplicada denomina-se fluido newtoniano. Esta lei mostra que a tensão de corte é proporcional ao gradiente da velocidade sendo a constante de proporcionalidade é o coeficiente de viscosidade.

3.1.2. Escoamento no interior de condutas

3.1.2.1. Fluxo de escoamento

Considerando-se o escoamento dum fluido viscoso em regime laminar através de uma conduta com secção e espessura constantes. A camada mais externa desse fluido adere à parede e tem velocidade nula, pois a parede exerce sobre esta uma força contrária à direcção do movimento do fluido. Esta força vai diminuindo gradualmente à medida que esta se aproxima do centro, logo a velocidade vai ser máxima no centro da conduta, como é possível ver na figura 3.2.

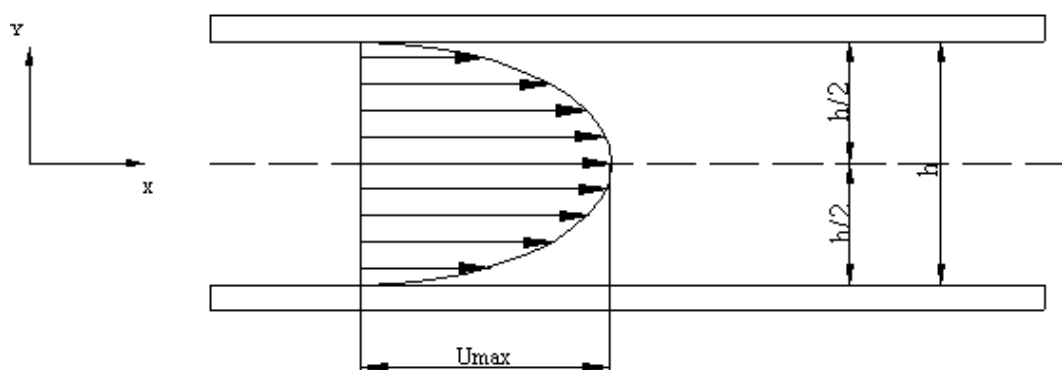


Figura 3.2: Escoamento de um fluido em conduta

Este fenómeno ganha maior importância quanto maior for o raio da conduta, sendo que para raios de pequena amplitude a viscosidade vai provocar uma diferença de pressão $\Delta p = P_1 - P_2$. Assim pela lei de Poiseuille é possível obter o fluxo entre dois pontos da conduta, através da expressão,

$$Q = \frac{\pi P_1 - P_2}{8\eta l} r^4 \quad (\text{m}^3 \text{s}^{-1}) \quad (3.4)$$

sendo η a constante de viscosidade, l o comprimento da conduta e r o raio da mesma.

3.1.2.2. Resistência ao escoamento

Para melhor se entender a resistência ao escoamento dum fluido ao longo dos vários capilares é possível fazer uma analogia com o fenómeno de resistência à passagem de corrente num circuito eléctrico. Num circuito eléctrico, a resistência depende da disposição dos receptores de energia. Se estes se encontrarem em paralelo, a resistência equivalente vai diminuir com o número de receptores instalados. Por exemplo no caso de se ter duas resistências em paralelo a resistência equivalente é dada por:

$$\frac{1}{R_{eq}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad (3.5)$$

No caso dos receptores de energia estarem associados em série, a resistência equivalente vai aumentar com o número de receptores. No caso de se ter duas resistências em série a resistência equivalente vem,

$$R_{eq} = R_1 + R_2 \quad (3.6)$$

Para determinar a resistência ao escoamento de um fluido ao longo dos capilares é possível recorrer a uma analogia com a lei de Ohm, em que $R = \frac{V}{i}$. Assim, a diferença de potencial eléctrico é substituída pela diferença de pressão, a resistência eléctrica é substituída pela resistência ao escoamento do fluido, e a intensidade da corrente eléctrica é substituída pelo fluxo do escoamento. Nestes termos, a resistência ao escoamento é dada por:

$$R_{eq} = \frac{\Delta p}{Q} \quad (3.7)$$

Sendo que através da equação 3.4 que descreve a Lei de Poiseuille podemos assim concluir que a resistência ao escoamento ao longo de um vaso é dado por $\frac{8\eta l}{\pi r^4}$.

3.1.2.3. Escoamento em ramificações

No que diz respeito ao escoamento através de ramificações e utilizando a definição de caudal,

$$Q = vA \quad (3.8)$$

podemos utilizar a equação de continuidade, que deriva da conservação da massa e relaciona o fluxo que entra numa superfície com o que dela sai, segundo a figura 3.3, pela seguinte expressão:

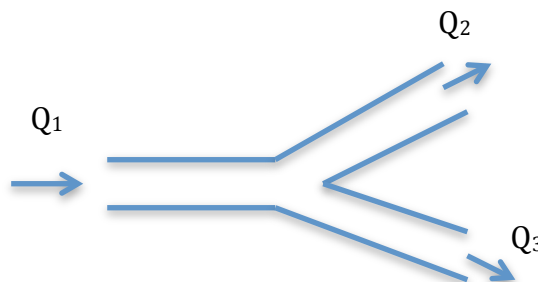


Figura 3.3: Ramificação de conduta

$$A_1 v_1 = A_2 v_2 + A_3 v_3 \quad (3.9)$$

sendo A a área da secção da conduta e v a velocidade média de fluido que a atravessa.

3.1.3. Regimes de escoamento

Na análise do escoamento de fluidos é importante distinguir dois regimes: o regime laminar e o regime turbulento. O escoamento laminar ocorre quando um fluido, relativamente lento, se movem em trajectórias bem definidas, apresentando lâminas ou camadas, sendo que a viscosidade do mesmo amortece o surgimento de turbulência.

Quando a velocidade do fluido excede um valor crítico, que depende das propriedades do fluido e do raio da conduta, o regime de escoamento torna-se turbulento.

Para determinar o tipo de regime de escoamento e a sua posição relativa numa escala de turbulência recorre-se ao número de Reynolds, Re , que caracteriza a relação entre as forças inerciais e viscosas.

$$Re = \frac{\rho v D}{\eta} \quad (3.10)$$

O regime é laminar para $Re < 2000$ e turbulento para $Re > 4000$, sendo que para valores intermédios o escoamento é instável, podendo apresentar variações entre ambos os regimes.

4. Desenvolvimento de perfusor automático

Para otimizar o processo de embalsamamento é importante controlar a injeção de fluido ao longo do tempo do processo. Para tal, é necessário estabelecer padrões em função das características do cadáver, como o peso, idade, patologias em vida, causa da morte e tempo *post mortem*. Nesta conformidade, pretendeu-se desenvolver um equipamento de perfusão arterial para embalsamamento, totalmente programável e automático, podendo o utilizador ajustar os diversos parâmetros através de uma adequada interface.

4.1. Perfusor anteriormente desenvolvido

Em 2008, foi efectuado um protótipo de um perfusor para embalsamamento de cadáveres, em colaboração com o Departamento de Anatomia a Faculdade de Ciências Medicas. Este era constituído por um reservatório de fluido onde o mesmo era aquecido, sendo posteriormente bombeado para o interior do cadáver.

Para aquecimento do fluido foi utilizado um sensor de temperatura e uma resistência de aquecimento, inseridos dentro do reservatório. O controlo (ON/OFF) da resistência foi executado através do accionamento de um relé de estado sólido.

Relativamente ao controlo de fluxo, este foi efectuado através da aquisição do mesmo, utilizando um sensor instalado à saída da bomba de diafragma. Sendo esta accionada por um potenciómetro digital ou analógico, de acordo com o modo seleccionado previamente pelo utilizador para o funcionamento do sistema, automático ou manual, respectivamente.

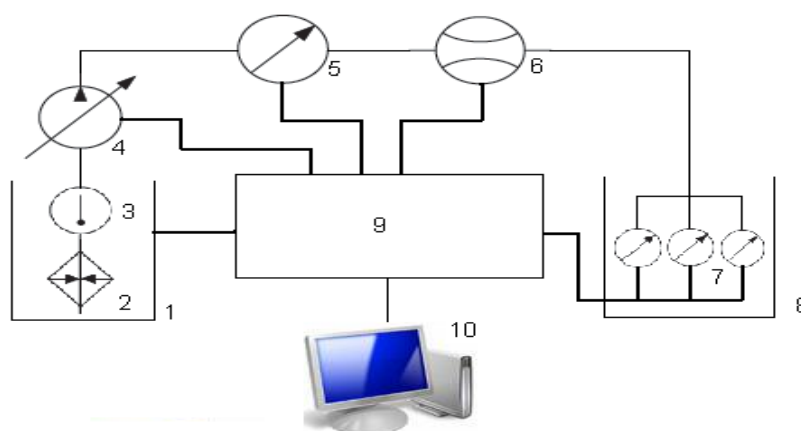


Figura 4.1: Esquema de blocos do perfusor desenvolvido: 1 – Reservatório de fluido; 2 – Sistema de aquecimento; 3 – Sensor de temperatura; 4 – Unidade de bombeamento; 5 – Sensor de pressão de entrada; 6 – Sensor de fluxo; 7 – Sensores de pressão periféricos; 8 – Reservatório de drenagem (cadáver); 9 – Unidade de controlo; 10 – Computador

O perfusor desenvolvido encontra-se em funcionamento no Departamento de Anatomia da FCM, apresentado um excelente desempenho.

4.2. Projecto do Perfusor

O projecto anteriormente desenvolvido constituiu uma enorme evolução no que toca ao processo de embalsamamento de cadáveres, embora seja pertinente a melhoria de alguns componentes.

Ao longo do embalsamamento foi possível verificar o mau funcionamento dos sensores de pressão, pois as suas gamas de pressão eram muito superiores às verificadas nas condutas e consequentemente não tinham resolução suficiente para detectar as diferenças de pressão verificadas.

No que diz respeito ao controlo de temperatura, foi possível conferir uma acentuada demora no aquecimento do líquido do reservatório e na estabilização dessa temperatura, devido às dimensões do depósito (15L).

No que toca à ergonomia, o equipamento apresenta dimensões excessivas para o local onde foi implementado e a existência do cabo RS-232 dificulta a movimentação do junto do cadáver.

Com o objectivo de colmatar as fragilidades referidas e introduzir novas funcionalidades, que se traduzissem numa melhoria significativa da qualidade do embalsamamento. Pretendia-se que fosse projectado um novo sistema, tal como o anterior, totalmente programável e automático. O novo equipamento requeria-se mais compacto, de forma a melhorar a sua ergonomia, sensores de pressão mais adequados às grandezas verificadas, um sistema de aquecimento mais eficaz e o controlo de fluxo programável no tempo.

De acordo com o pretendido, o novo sistema proposto encontra-se esquematizado na figura 4.2.

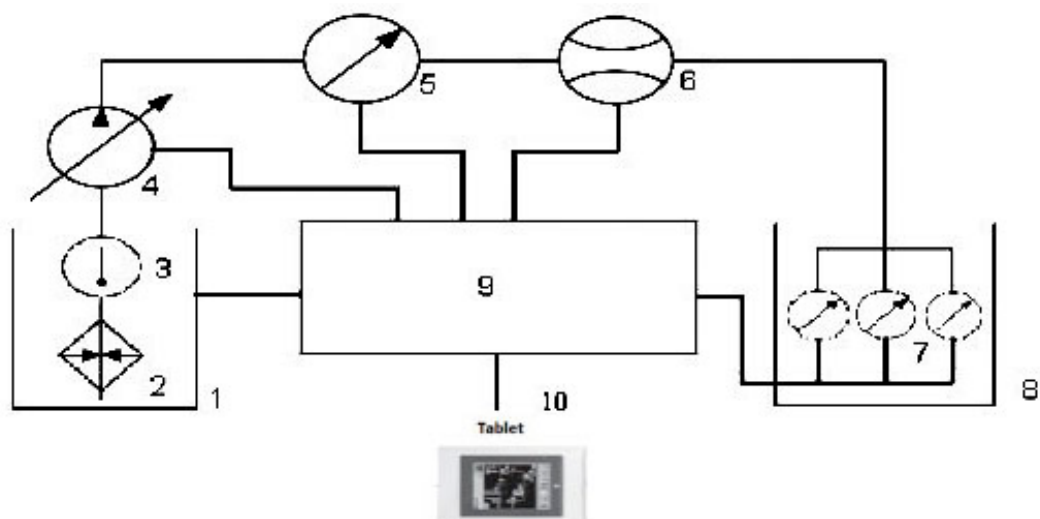


Figura 4.2: Esquema de blocos do perfusor desenvolvido: 1 - Reservatório de aquecimento; 2 - Sistema de aquecimento; 3 - Sensor de temperatura; 4 - Unidade de bombeamento; 5 - Sensor de pressão de entrada; 6 - Sensor de fluxo; 7 - Sensores de pressão periféricos; 8 - Reservatório de drenagem (cadáver); 9 - Microcontrolador (Arduino); 10 - Tablet.

Todos os componentes que constituem o sistema desenvolvido serão apresentados em detalhe de seguida.

4.2.1. Reservatório

Face às fragilidades verificadas no sistema de aquecimento do protótipo anteriormente desenvolvido, foi necessário optar por incluir um reservatório de aquecimento de 1L, de forma a garantir um mais rápido e uniforme aquecimento do fluido a injectar. Este reservatório será inserido entre o depósito principal e a bomba de diafragma. Desta forma, o depósito principal de 15L, que conterà o líquido de embalsamamento, poderá ser descartável, reduzindo assim o risco de ser derramado junto do equipamento.

No interior deste reservatório inseriu-se uma resistência de aquecimento, que permite o aquecimento até 100°C e um sensor de temperatura, o mais próximo possível da saída do reservatório.

Face às características pretendidas, foi dimensionado um reservatório que além de cumprir os requisitos anteriormente mencionados, tem um bom isolamento térmico, elevada resistência à corrosão e protecção para evitar o sobreaquecimento.

4.2.2. Sensor de temperatura

Para monitorização da temperatura foi utilizada uma sonda termístor NTC embutida num involucro de aço-inoxidável e colocada no interior do reservatório de aquecimento.

O princípio de funcionamento deste sensor é baseado na variação negativa da resistência em função do aumento da temperatura, seguindo uma variação exponencial negativa de acordo com a fórmula,

$$R = R_0 e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)}$$

onde , R é a resistência medida, Ro a resistência à temperatura T0, β o coeficiente da exponencial e T a temperatura de medição.

Tabela 4.1: Características técnicas do sensor de fluxo

Características técnicas	
Temperatura de funcionamento	-50 °C → +110 °C
Material da sonda	Cabo em silicone e ponta do tubo em aço inoxidável
Tipo de termístor	NTC
Resistência a 25°C	10K

As entradas analógicas do microcontrolador contêm conversores A/D, que lêem aos seus terminais um valor analógico entre 0V e 5V e convertem esse valor para um número digital de 10 bits (0 a 1023), proporcional ao sinal de entrada. Desta forma, pretende-se que o valor da tensão aos terminais da NTC se encontre nesta gama de tensões, tendo para tal, sido efectuado o circuito de condicionamento de sinal presente da figura 4.3.

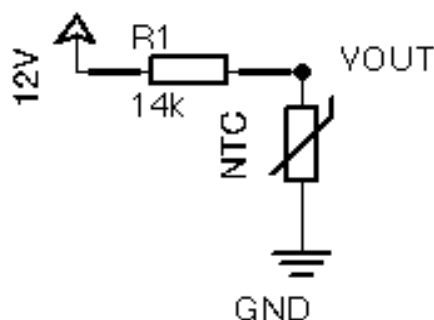


Figura 4.3: Circuito equivalente do sensor de tipo NTC

4.2.3. Unidade de bombeamento

Com vista à injeção de fluido em cadáveres, foi seleccionada uma bomba em que a característica mais importante a ter em conta foi a velocidade de injeção. Através de um sistema manual, era necessário que esta permitisse uma injeção de solução rápida para evitar efeitos nocivos para o operador. No entanto, num sistema automático teria de possibilitar uma injeção longa de forma a otimizar a distribuição da solução. Também foi essencial garantir que a pressão de bombeamento seria suficiente para o fluido ultrapassar qualquer obstáculo que encontrar no interior do sistema vascular.

De acordo com as pretensões referidas foi adquirida a bomba Blackstone BL15 (figura 4.4), que tem capacidade para bombear até 20L/h e funciona numa gama de pressão de 1 a 8 bar.

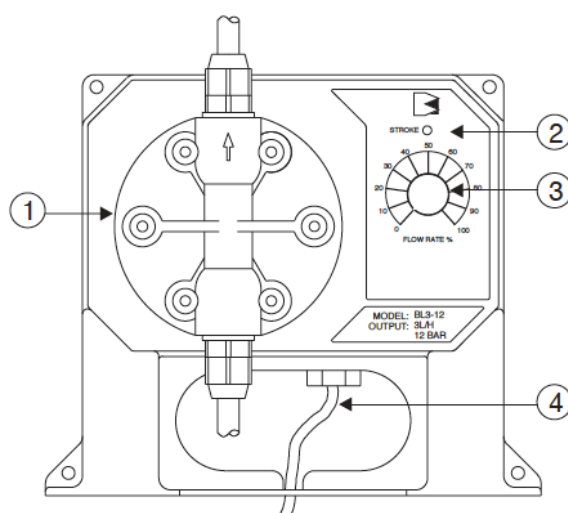


Figura 4.4: Bomba de diafragma Blackstone BL15 (1.Cabeça da bomba 2.Led indicador de batida 3.Botão de regulação de % de caudal 4.Cabo de alimentação)

Esta bomba tem um controlo externo de fluxo (potenciômetro) na parte frontal da bomba, que lhe permite ajustar a percentagem de fluxo desde 0% a 100% da máxima capacidade de dosagem. Esta característica elimina a necessidade de controlar a força e a frequência de bombeamento. As características da unidade de bombeamento estão resumidas na tabela 4.2.

Tabela 4.2: Características técnicas da unidade de bombeamento

Características técnicas	
Marca	Balckstone
Alimentação	220/240V a 50/60 Hz
Revestimento exterior	Polipropileno de fibra reforçada

Temperatura de funcionamento	0 a 50°C
Potencia máxima absorvida	200W
Cabeça da Bomba	Cabeça da bomba em Kynar, diafragma e encaixe vedante de válvulas em Teflon, Válvulas esféricas de vidro e O-rings em Viton

Este equipamento utiliza uma unidade motora por solenóide e um número mínimo de partes móveis, reduzindo a possibilidade de erros mecânicos. Todas as partes mecânicas envolvidas estão reduzidas ao essencial, não utilizando óleo. Ao ser uma bomba de precisão está assegurado que cada pulso é idêntico ao anterior e ao seguinte, mantendo assim, a dosagem de fluxo constante ⁽¹⁴⁾. Esta característica associada ao facto de permitir um período de relaxamento entre dois picos, favorece a perfusão, pois consente que os vasos se adaptem ao fluido permitindo que este se difunda uniformemente por todo o corpo.

O embalsamamento de um cadáver necessita em média de 10L de solução. De acordo com as características da bomba seleccionada, o tempo médio de injeção varia, aproximadamente entre 20 minutos a 7 horas.

4.2.4. Sensor de fluxo

No sentido de quantificar a velocidade e a quantidade de fluido que sai do reservatório de aquecimento para a bomba, foi utilizado um sensor de fluxo de dupla extensão à saída da mesma.

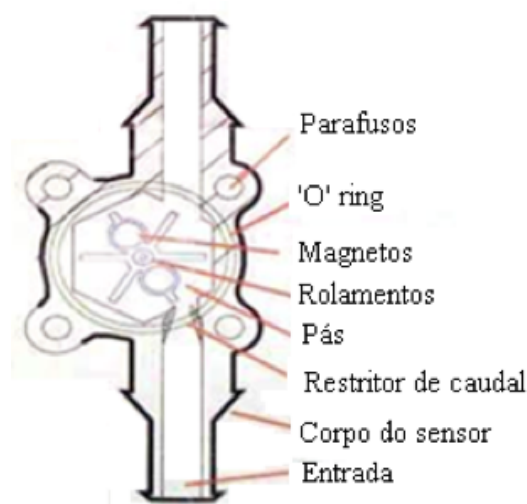


Figura 4.5: Esquema interno do sensor de fluxo

O princípio de funcionamento deste sensor tem por base um detector óptico que detecta a movimentação das pás de uma turbina, movimentação essa que é provocada pela injeção de líquido no seu interior. O sinal gerado pelo detector, em função da velocidade das pás, é um sinal pulsado cuja frequência é proporcional ao caudal que atravessa o sensor.

Este sensor tem uma alta fiabilidade a longo prazo, sendo seguro e preciso. Pode também ser conectado a condutas de diâmetro entre 8mm e 12mm, possibilitando adquirir caudais entre 50ml/min e 10L/min.

Trata-se de um dispositivo resistente à corrosão, embora com viscosidades elevadas possa ocorrer uma redução da velocidade de rotação da turbina, em fluxos reduzidos. Também devem ser evitados, fluidos com pouca homogeneidade e com partículas suspensas, que podem obstruir o normal funcionamento do mesmo. O facto de ser um sensor de dupla extensão permite eliminar fluxos inversos, obrigando a que o fluxo seja feito sempre num único sentido. As características técnicas relativas ao sensor de fluxo encontram-se resumidas na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Características técnicas do sensor de fluxo

	Características técnicas	
	Padrão	Alto
Fluxo	3-90l/h	12-540l/h
Frequência a fundo de escala	175Hz	200Hz
Frequência a 12l/hr	23Hz	4Hz
Margem de viscosidade	0,8-20 cSt.	0,8-50 cSt.
Queda de pressão a fundo de escala	1 Bar a 1 cSt.	
Precisão de funcionamento	10 Bar	

(máx.)	
Temperatura de funcionamento	-25°C a +125°C
Tensão de alimentação	4,5 a 24V d.c.
Consumo de corrente	10mA
Saída	Pulsada

4.2.5. Sensores de pressão

Na perfusão é essencial medir a pressão em vários pontos do sistema vascular, de forma a não ocorrerem roturas das condutas. Para esse efeito, será necessário efectuar a aquisição da pressão à saída da unidade de bombeamento e em outros pontos, do sistema vascular, à consideração do operador.

Para medir a pressão foram escolhidos sensores piezoeléctricos, de pressão manométrica que usam como referencia a pressão atmosférica. São constituídos por um diafragma de silício com montagem em ponte de *Wheatstone*, figura 4.6.

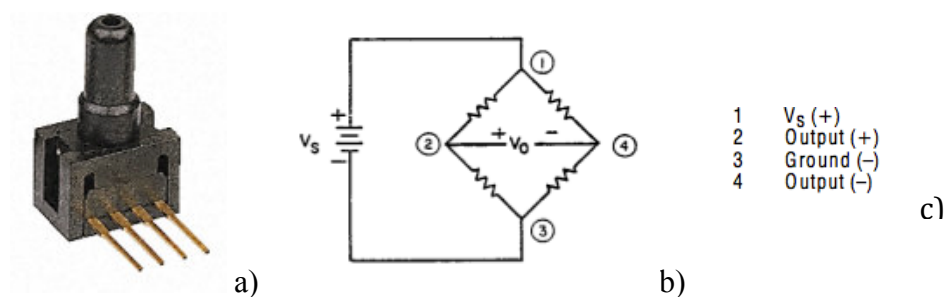


Figura 4.6: a)Sensor de pressão b)Esquema interno do sensor c)Pinos de entrada e saída

4.2.5.1. Sensor de pressão à entrada

O sensor colocado à saída da unidade de bombeamento opera a numa gama de pressão de 0 a 15 psi, dentro da qual se encontra o líquido bombeado.

Tabela 4.4: Características técnicas do sensor de pressão de entrada

Características técnicas	
Marca	Honeywell
Gama de pressão	0 a 15psi (0 a 1.034 Bar)
Tensão de alimentação	10-12V d.c.
Sensibilidade por psi	6.7 mV
Corrente de alimentação	1.6mA
Sobrepresão máxima permitida	45 psi
Temperatura de funcionamento	-40°a 85°C
Saída	Manómetro de vácuo sem amplificação

Tendo em conta que os sensores diferenciais utilizados funcionam numa gama de tensões muito reduzida, foi necessário efectuar a amplificação do sinal, de forma a poder ser lida pela porta analógica do microcontrolador. O referido circuito encontra-se esquematizado na figura 4.7.

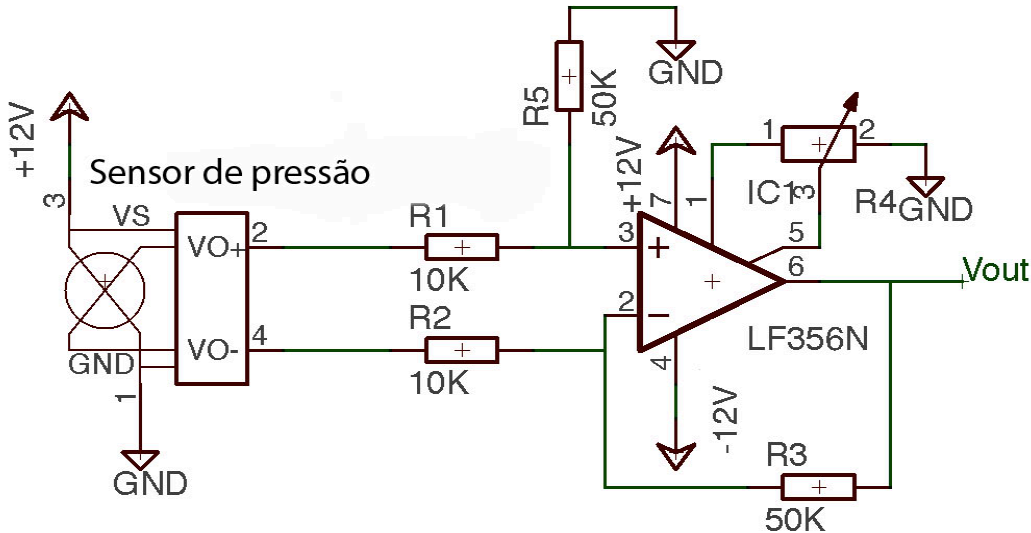


Figura 4.7: Circuito de amplificação do sinal do sensor de pressão de entrada

4.2.5.2. Sensores de pressão periféricos

A pressão nos vasos sanguíneos, a quando da passagem da solução de embalsamamento é semelhante à pressão sanguínea normal, até um máximo de 300mmHg, sendo que a pressão no sistema vascular é muito inferior à pressão de entrada. Por conseguinte, foram escolhidos sensores de pressão periféricos que operam numa gama de pressão de 0 a 5 psi, aproximadamente 258.6 mmHg , obtendo desta forma maior sensibilidade.

Tabela 4.5: Características técnicas dos sensores de pressão periféricos

Características técnicas	
Marca	Honeywell
Gama de pressão	0 a 5psi (0 a 258.6mmHg)
Tensão de alimentação	10-12V d.c.
Sensibilidade por psi	5 mV
Corrente de alimentação	1.6mA
Sobrepresão máxima permitida	20 psi (1034.3 mmHg)
Temperatura de funcionamento	-40°a 85°C
Saída	Manómetro de vácuo sem amplificação

O circuito de amplificação de sinal necessário para os sensores de pressão periféricos encontra-se projectado na figura 4.8.

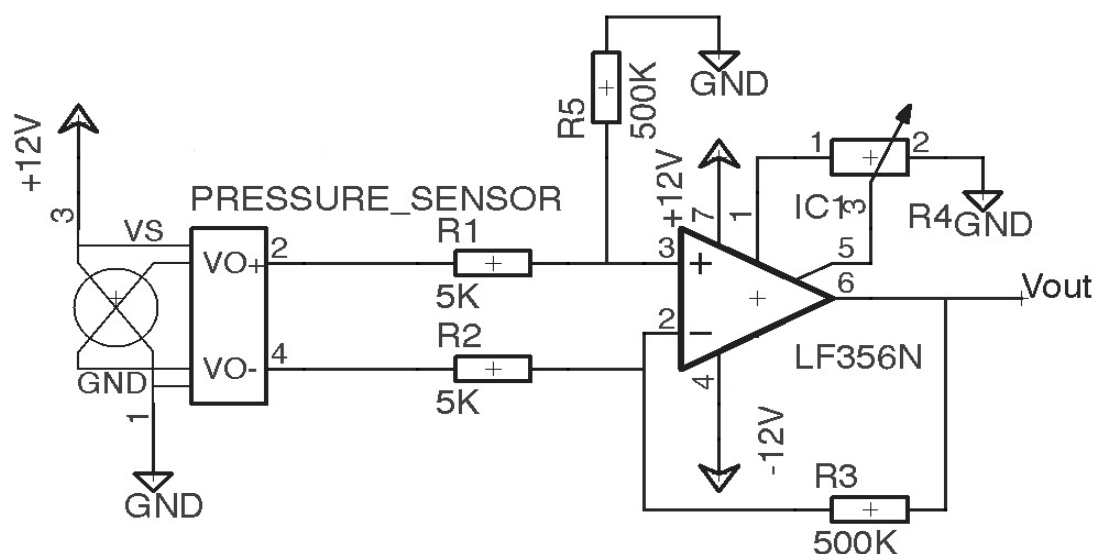


Figura 4.8: Circuito de amplificação do sinal dos sensores de pressão periféricos

Estes sensores apresentam uma elevada fiabilidade e longevidade, no que concerne à aquisição de medidas com elevada repetibilidade, e com uma excelente relação qualidade preço. No entanto, apresenta a desvantagem de não estar adaptado para uso hospitalar, pelo que foi necessário construir uma adaptação, de forma a isolar a parte electrónica, sendo visível apenas a chaminé do sensor que é ligada a um cateter inserido no sistema vascular, como mostra a figura 4.9.

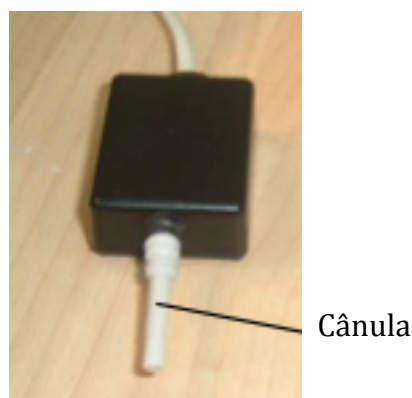


Figura 4.9: Adaptação de sensor de pressão periférico

4.3. Unidade de controlo

Na unidade de controlo deste sistema foi seleccionada a plataforma Arduino que contem um microcontrolador ATMEGA 2568 para ler o sinal dos sensores e controlar os parâmetros pretendidos. Este microcontrolador programável opera a uma frequência máxima de 16MHz, apresenta 256KB de memória FLASH para guardar o

código a programar, 8KB de memória SRAM e 4KB de EEPROM. Possui ainda 16 pinos analógicos com conversor ADC e 54 pinos de entrada/saída digital dos quais 15 providenciam uma saída PWM.

4.3.1. *Controlo de temperatura*

O controlo da temperatura é do tipo ON-OFF, que atua sobre uma resistência de aquecimento, de potência 500W, através de um relé. Este sistema compreende o fornecimento de potência à resistência de aquecimento até que a temperatura atinja o pretendido pelo operador. Ao atingir esse valor, o relé é desligado, por consequência corta o circuito e a resistência desliga-se. Quando a temperatura descer abaixo desse valor, o relé é accionado, com fornecimento de uma tensão de 5v através de uma saída digital do Arduino. Este fecha o circuito e consequentemente a resistência volta a ser alimentada. Este processo repetir-se-á para que a temperatura esteja de acordo com o inserido pelo operador.

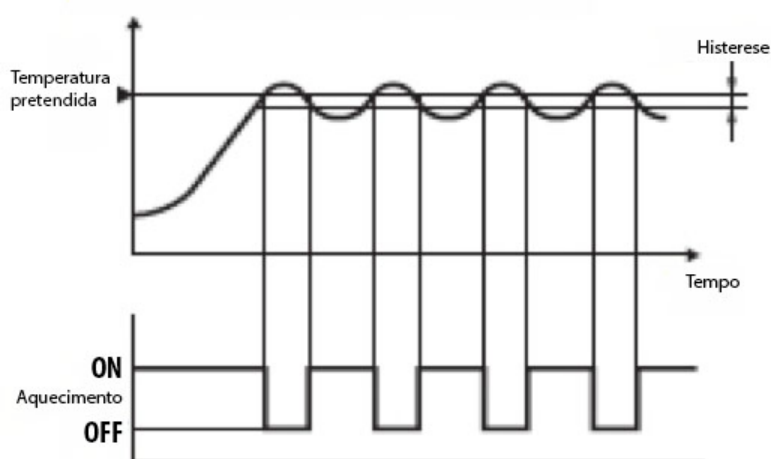


Figura 4.10: Esquema de controlo On-Off

O circuito de controlo da resistência de aquecimento encontra-se esquematizado na figura 4.11.

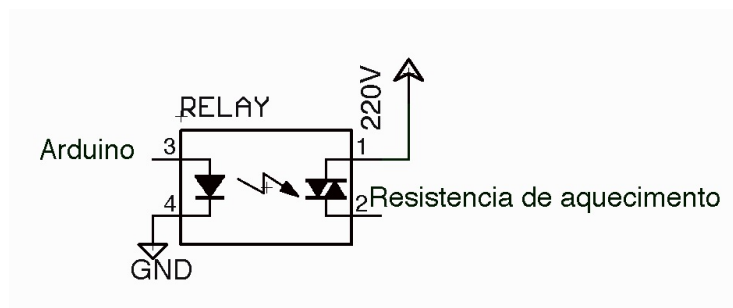


Figura 4.11: Circuito de controlo de temperatura

4.3.2. Controlo de fluxo

O sistema de controlo de fluxo teve como base o controlo analógico inicialmente embutido na bomba, através de um potenciómetro analógico de 5K que controla o fluxo da mesma manualmente.

Para conceber o controlo automático foi introduzido um potenciómetro digital. Devido ao facto de não existir no mercado potenciómetros digitais de 5K foi seleccionado um potenciómetro de valor nominal de 10K conjuntamente com uma resistência de 10K inserida em paralelo. O potenciómetro X9C103 é composto por um vector de 99 elementos resistivos, de memória não volátil. O controlo do potenciómetro é efectuado através das entradas U/D (*Up and Down*), INC (*increment*), CS (*chip selector*). A entrada CS controla o funcionamento do potenciómetro, que é seleccionado quando esta se encontra a 0V. Quando a entrada está a 5V simultaneamente com a entrada INC, o valor do potenciómetro fica guardado na variável de memória não volátil até nova selecção do dispositivo.

A posição do potenciómetro varia através de transições HIGH to LOW no INC, sendo que quando o UD é HIGH, durante a transição, é incrementada uma posição, e quando é LOW é decrementada. Estas duas variáveis referidas são controladas pelo microcontrolador.

De forma a manter um modo manual para que o utilizador possa optar por controlo manual do bombeamento ou automático, foi introduzido um interruptor no painel frontal do equipamento que está ligado a um multiplexer analógico representado na figura 4.12, que contém seis entradas e três saídas, ao qual se encontram acoplados o potenciómetro digital e analógico.

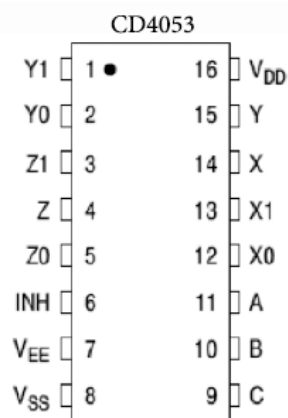


Figura 4.12: Multiplexer analógico CD4053

Cada saída, dos potenciômetros mencionados, está ligada a uma entrada do multiplexer de acordo com a tabela 4.6.

Tabela 4.6: Ligação às entradas do multiplexer

Entradas do Multiplexer	Saídas de Potenciômetros
X0	V_{Low} potenciômetro analógico
X1	V_{low} potenciômetro digital
Y0	V_{wiper} potenciômetro analógico
Y1	V_{wiper} potenciômetro digital
Z0	V_{High} potenciômetro analógico
Z1	V_{High} potenciômetro digital

As saídas do multiplexer são controladas pelas variáveis binárias A, B e C, que accionaram o potenciômetro digital caso estejam a 5V, ou o analógico caso estejam a 0V.

A esquematização do circuito que controla as variáveis binárias anteriormente referidas encontra-se na figura 4.13.

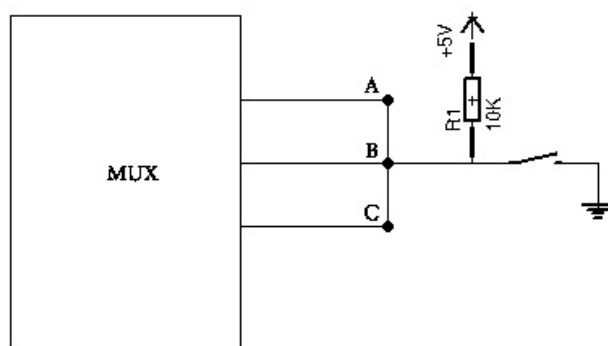


Figura 4.13: Circuito de seleção de modo manual ou automático

4.4. Modo Manual

A selecção do modo manual implica a perda de grande parte das funcionalidades do sistema, nomeadamente o controlo de temperatura e aquisição de dados de pressão e fluxo, o que consequentemente impede a gravação dos mesmos para estudo posterior. O utilizador apenas pode controlar manualmente o fluxo através do potenciômetro analógico embutido no painel do equipamento.

Este modo de funcionamento pode ser utilizado para processos rápidos, sem necessidade de controlos de segurança, exigindo assim a presença permanente do operador.

4.5. Modo Automático

O modo automático permite o controlo automático de fluxo e temperatura, tal como a aquisição e gravação de todas as variáveis associadas ao processo para estudo do mesmo posteriormente.

Este modo implica a que o Arduino esteja ligado a um computador através de USB. A programação do microcontrolador e da interface gráfica que permite o controlo, visualização e gravação dos parâmetros associados a perfusão.

4.5.1. Programação do microcontrolador

O microcontrolador permite a leitura dos sinais provenientes dos sensores e envio dos mesmos para uma interface, desenvolvida em Labview, para que o utilizador os possa visualizar.

Posteriormente o utilizador poderá seleccionar os valores de temperatura e fluxo que pretende, através da interface, sendo esses valores transmitidos ao microcontrolador que atua sobre a resistência de aquecimento e potenciómetro digital, respectivamente. A programação do ATMEGA2560 foi desenvolvida em linguagem C através da plataforma do Arduino.

O programa desenvolvido é constituído por duas funções essenciais, a função `setup()` e a `loop()`. A primeira só corre uma única vez, quando o Arduino é ligado, sendo responsável pela configuração dos pinos I/O e porto série, que permite a comunicação entre o microcontrolador e o computador. Relativamente à função `loop()`, esta é a função principal e corre continuamente depois da anterior estar concluída. Nesta função é efectuada a comunicação com o porto série para leituras dos sensores e controlo da temperatura e fluxo.

4.5.1.1. Comunicação pela porta série

O microcontrolador estabelece a ligação entre os sensores e o computador e de forma inversa entre o computador e os actuadores.

A comunicação entre o Arduino e o computador é efectuada por USB através do porto série. Para que tal aconteça, o comando `Serial.read()` permite efectuar a leitura de

caracteres recebidos pelo porto série, sendo estes guardados num vector de caracteres (cmdc). Por sua vez, o comando `Serial.println()` permite a escrita de caracteres no mesmo.

De forma a estabelecer uma comunicação eficaz e sem perda de informação, a leitura dos sensores e respectivo envio pelo porto série, só será efectuado quando o Labview assim o requisitar, enviando para o efeito o carácter 'X'. Os dados recebidos pelos sensores são gravados numa string, sendo precedidos de um carácter identificativo do sensor em causa e o carácter '%' no fim de cada leitura. Desta forma, o numero de bits enviados será variável, no máximo 26 bits por cada leitura, evitando desta forma erros de leitura por parte do Labview.

Para controlar a temperatura e o fluxo, o Labview envia os respectivos valores da forma referida anteriormente. Sempre que for detectado no vector o carácter '%' são lidos os dados anteriormente inseridos no mesmo. Caso o carácter na posição 0 do vector seja F a valor lido será correspondente a um fluxo pretendido pelo utilizador, caso seja T será temperatura.

A programação da comunicação pela porta série encontra-se esquematizada através do fluxograma da figura 4.14.

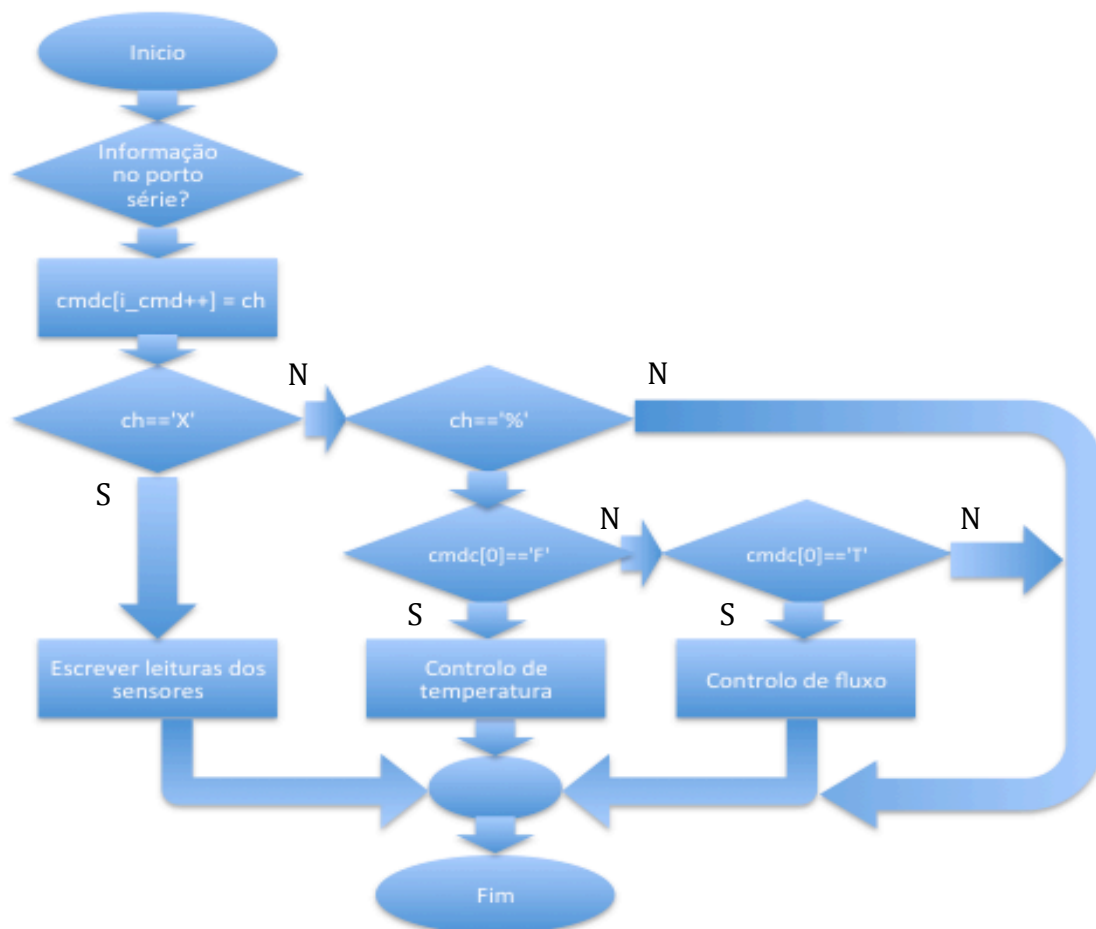


Figura 4.14: Fluxograma de escrita e leitura no porto série

4.5.1.2. Leitura dos sensores

A leitura dos sensores é efectuada através do comando `analogRead()`, para valores analógicos (0 a 5V), que são convertidos automaticamente pela ADC, para um numero digital de 10bits. Também é possível efectuar leituras de valores digitais (HIGH ou LOW) através do comando `digitalRead()`.

Assim, foi utilizado o comando `analogRead()` para leitura de todos os sensores utilizados, à excepção do sensor de fluxo em que se pretende obter a frequência do sinal PWM obtido. A tabela 4.7 apresenta as ligações às entradas do Arduino.

Tabela 4.7: Pinos de leitura dos sensores

Input	Sensor
D2	Sensor de fluxo
A0	Sensor de temperatura
A1	Sensor de pressão à entrada
A2	Sensor periférico 1
A3	Sensor periférico 2
A4	Sensor periférico 3

4.5.1.3. Controlo de fluxo

O controlo de fluxo baseia-se na incrementação ou decrementação de posições no vector resistivo do potenciómetro digital. Quanto maior for o valor da resistência maior será o fluxo bombeado.

Como referido anteriormente, o valor resistivo do potenciómetro é controlado através das entradas UD e INC do mesmo, ligadas às saídas digitais do Arduino.

O controlo do fluxo é efectuado através da actualização constante do mesmo a cada dois segundos, tendo sido criada uma variável `flow_count` que guarda o número de pulsos emitidos pelo sensor nesse intervalo de tempo. De seguida, este valor é subtraído ao valor de fluxo pretendido pelo utilizador (`desired_flow`), transmitido através do Labview. Caso o valor resultante desta subtracção (variável `n`) seja superior a 0 é incrementada uma unidade no potenciómetro, o que corresponde a um aumento do fluxo.

Se por outro lado, o que se pretende é a diminuição do fluxo, o valor requerido vai ser inferior ao valor actual, ou seja, '`n`' é inferior 0, logo é decrementada um unidade e consequentemente o fluxo diminui. Quando o fluxo pretendido é igual ao verificado pelo sensor, a variável INC fica a 0V, mantendo-se constante a posição do potenciómetro.

Por razões de segurança, foi ainda introduzido um ciclo através do qual, a posição inicial do potenciómetro digital corresponde a um valor nulo. Este código tem como objectivo garantir a não existência de bombeamento inicial a um fluxo desconhecido.

O controlo de fluxo encontra-se esquematizado na figura 4.15.

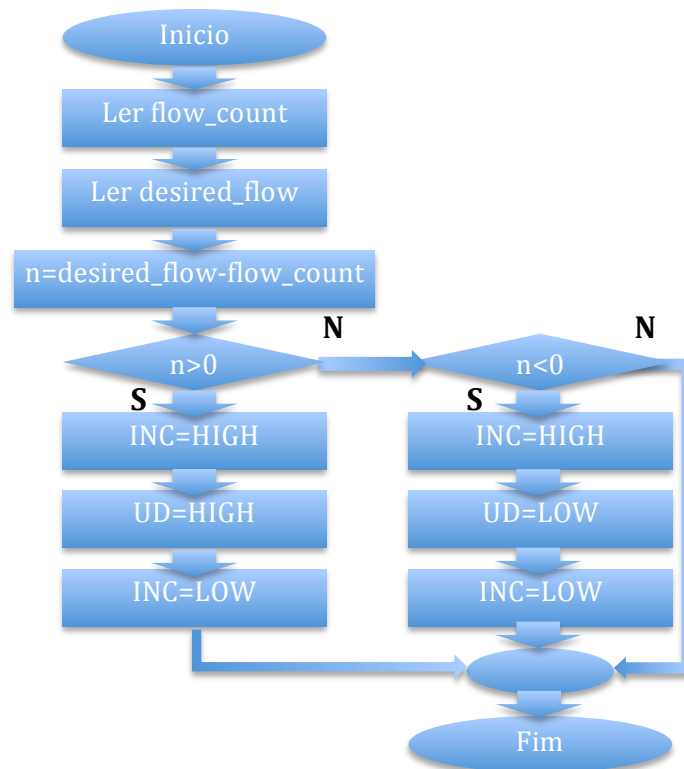


Figura 4.15: Fluxograma da programação do controle de fluxo

4.5.1.4. Controle de Temperatura

O sistema de aquecimento, funciona através de um controle ON/OFF do relé de estado sólido, que permite o fornecimento de potência à resistência de aquecimento, quando a temperatura no reservatório é 2°C acima do valor pretendido pelo utilizador. O fluxograma da figura 4.16 descreve o funcionamento do controle de temperatura.

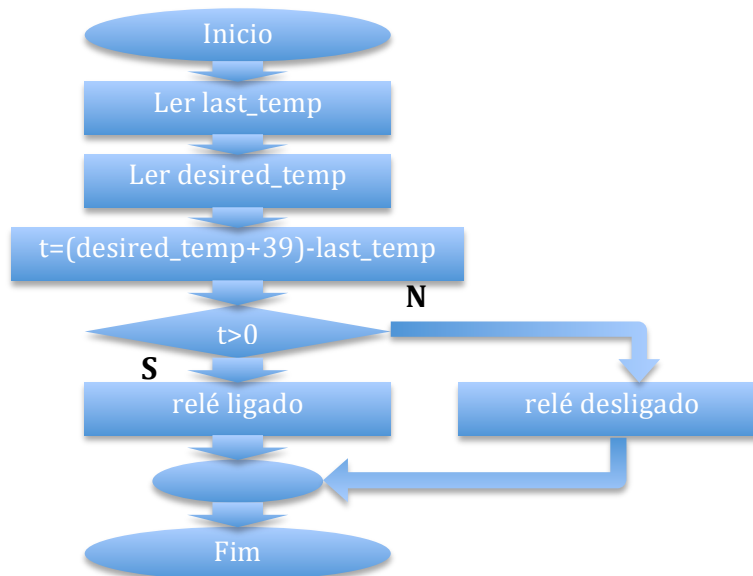


Figura 4.16: Fluxograma da programação do controle da temperatura

De seguida será descrita a programação desenvolvida em Labview e a interface gráfica onde o utilizador visualiza e controla os parâmetros da perfusão.

4.5.2. Labview

O modo automático permite o total controlo da perfusão através do computador, tendo sido para tal desenvolvida uma aplicação em Labview, para que o utilizador possa visualizar os dados de todos os sensores existentes, assim como controlar a temperatura e o fluxo da perfusão.

4.5.2.1. Diagrama de blocos

O Labview utiliza uma linguagem de programação gráfica que é feita de acordo com o modelo de fluxo de dados, sendo que o código gráfico está contido no diagrama de blocos.

De forma a possibilitar a comunicação entre o Labview e o microcontrolador foram utilizadas as funções *VISA* para a comunicação série, através da porta USB.

Para estabelecer a comunicação série é necessário configurar o respectivo porto série, através da função *VISA Open*, seleccionando o porto onde se pretende ligar o cabo de interligação e a velocidade de transmissão de dados (*baud rate*). A transmissão de dados é efectuada por estados binários 0 e 1, sendo a velocidade da mesma correspondente ao número máximo de bits transmitidos por segundo. Por norma é definido o valor 9600 bits por segundo.

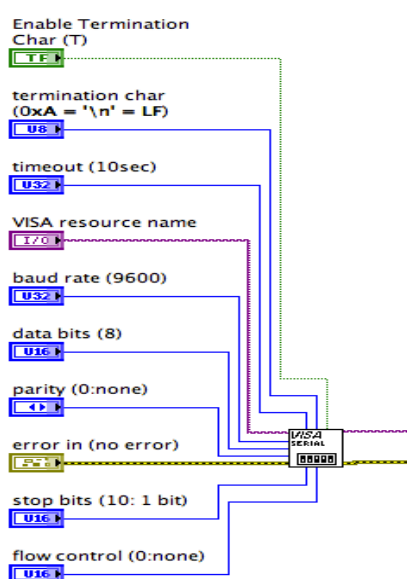


Figura 4.17: Configuração da porta série

Para transmitir dados ao microcontrolador através do porto série é utilizada a função *VISA Write*. Através desta função é enviado um carácter ‘X’ para pedir ao microcontrolador que leia os valores dos sensores e o fluxo e temperatura pretendido precedido do carácter ‘F’ e ‘T’, respectivamente e com o carácter ‘%’ no fim de cada valor. Isto acontece apenas caso o botão *POWER* esteja ligado, caso contrário todo o sistema será desligado.

Como medida de segurança, quando o botão *POWER* é desligado, será enviado o carácter ‘S’ que decrementa na totalidade o potenciómetro e desliga o relé do sistema de aquecimento.

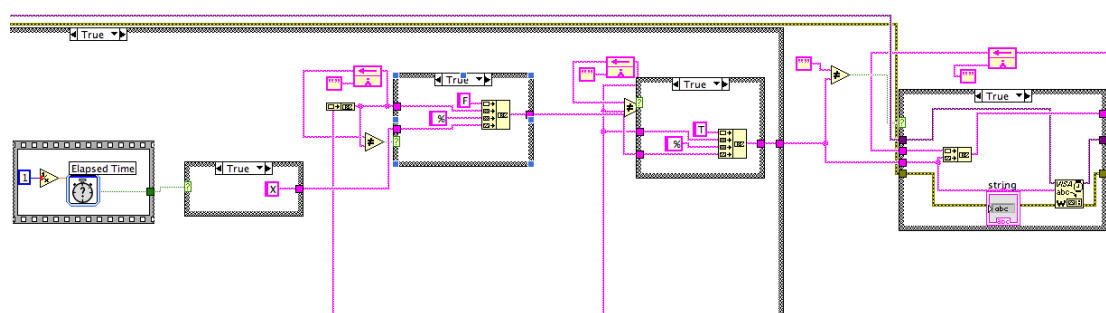


Figura 4.18: Código de escrita no porto série

Os bits enviados pelo microcontrolador, correspondentes à leitura dos sensores, serão lidos pela função *VISA READ*. Todos os caracteres recebidos serão colocados num vector e o processo de descodificação dos valores associados a cada sensor é similar ao efectuado para o microcontrolador, descrito anteriormente.

Quando o carácter lido pelo *VISA READ* for igual a ‘%’ o valor anterior vai corresponder à leitura de um sensor, dependendo da letra inicial do vector, definida na programação do microcontrolador, como mostra a seguinte porção de código.

```
if (ch == 'X'){
    flow_i=digitalRead(sensor_fluxo_pin);
    textsend="F"+String(flow_count)+"%";
    Serial.print(textsend);
    last_temp=analogRead(sensor_temp_pin);
    textsend1="T"+String(last_temp)+"%";
    Serial.print(textsend1);
    last_inputP=analogRead(sensor_temp_pin);
    textsend2="I"+String(last_inputP)+"%";
    Serial.print(textsend2);
    last_p1=analogRead(sensor_temp_pin);
```

```

textsend3="P"+String(last_p1)+"%";
Serial.print(textsend3);
last_p2=analogRead(sensor_temp_pin);
textsend4="Q"+String(last_p2)+"%";
Serial.print(textsend4);
last_p3=analogRead(sensor_temp_pin);
textsend5="R"+String(last_p3)+"%";
Serial.print(textsend5);
...
}

```

Este valor encontrado pode ter até 10 bits, pois é o valor convertido pela ADC do Arduino, logo pode variar entre 0 a 1023, sendo convertido para um valor de tensão correspondente, figura 4.19.

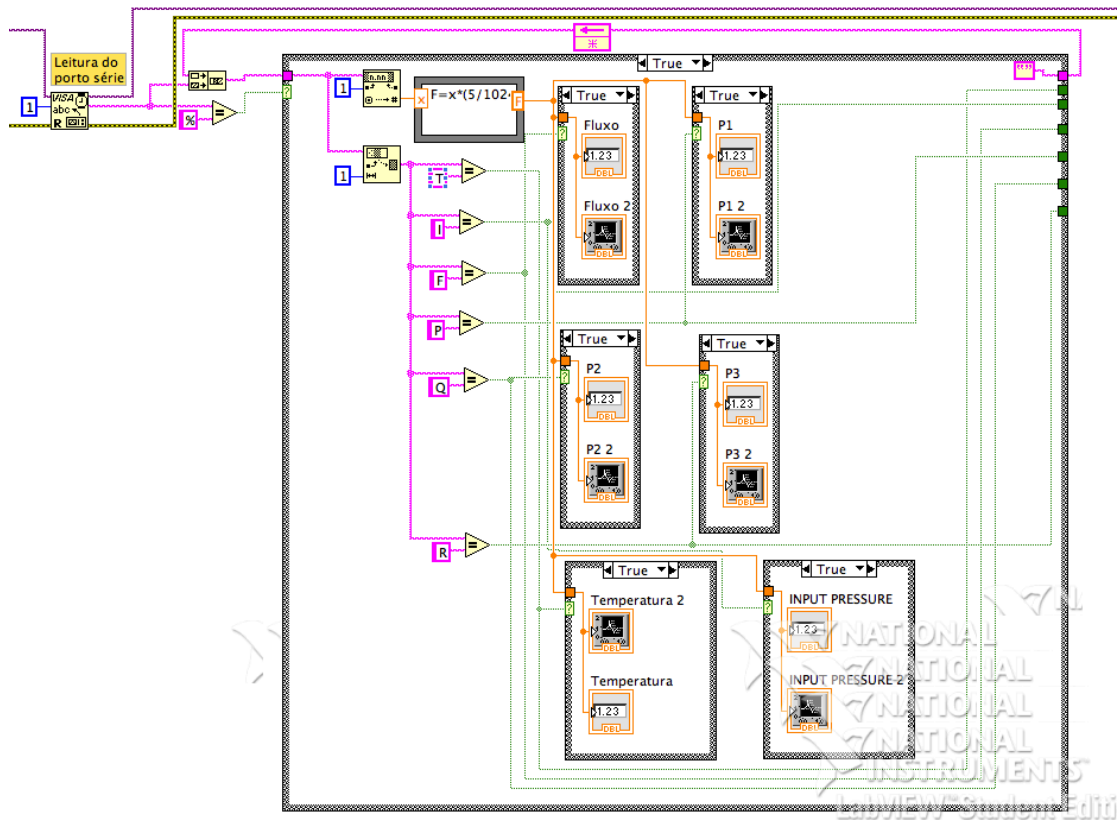


Figura 4.19: Leitura de caracteres recebidos do microcontrolador e respectiva conversão

Esta metodologia permite que seja alterada a sequência de leitura dos sensores feita pelo microcontrolador e que a quantidade de caracteres recebidos possa ser variável, simplificando bastante o código e possíveis erros de leitura.

Posteriormente todos os valores de tensão são convertidos segundo uma recta de calibração e apresentados ao utilizador.

Relativamente aos valores dos sensores de pressão intravascular, foi necessário que o operador pudesse seleccionar a escala pretendida para os mesmos, podendo ser em mmH₂O ou mmHg, tal como o local onde o sensor foi inserido. Foi ainda inserido um sinal luminoso para o caso de os valores verificados ultrapassarem um limiar de 200 mmHg, valor após o qual o sistema fica susceptível a acidentes vasculares, figura 4.20.

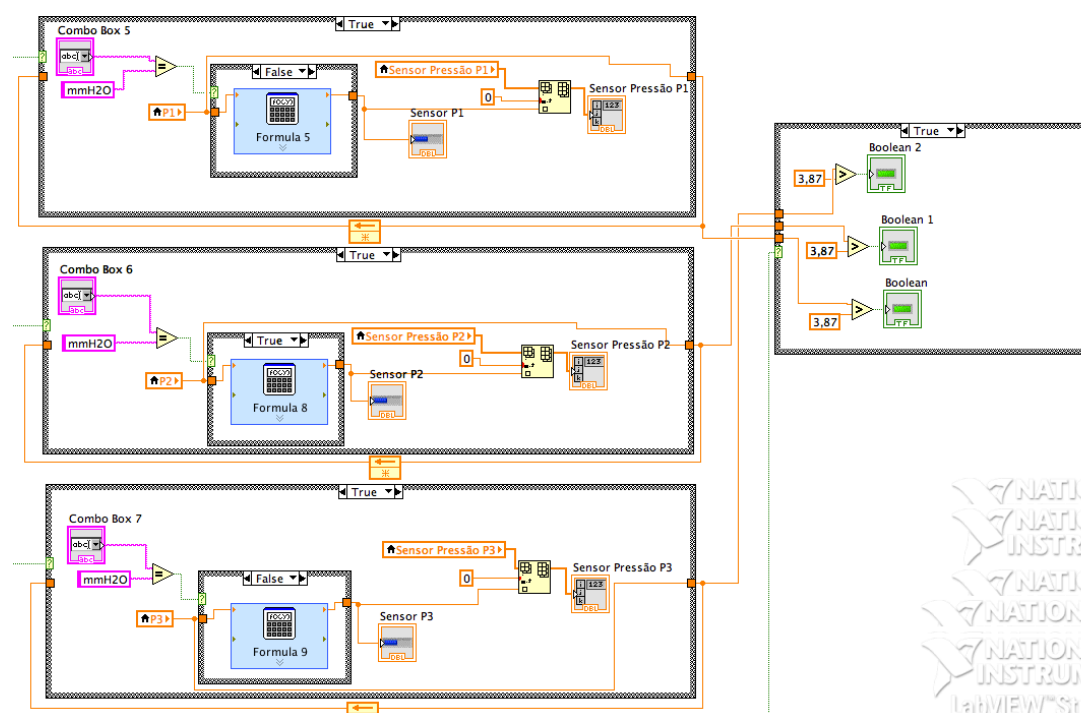


Figura 4.20: Código de leitura de sensores de pressão periféricos

Dada a necessidade de se obter informação visual extra, relativa à temperatura a que se encontra o reservatório de aquecimento, para que o utilizador a alguma distância do equipamento possa verificar se a perfusão está a ser executada à temperatura pretendida. Foi programada uma sequência de activação de sinais visuais consoante a relação entre a temperatura a que se encontra o reservatório e a temperatura pretendida. Caso a temperatura esteja com uma diferença máxima de $\pm 4^{\circ}\text{C}$ o led verde estará aceso no painel de utilizador, caso essa diferença seja entre $\pm 4^{\circ}\text{C}$ e $\pm 8^{\circ}\text{C}$ o acenderá o led amarelo e se for superior o led vermelho, figura 4.21.

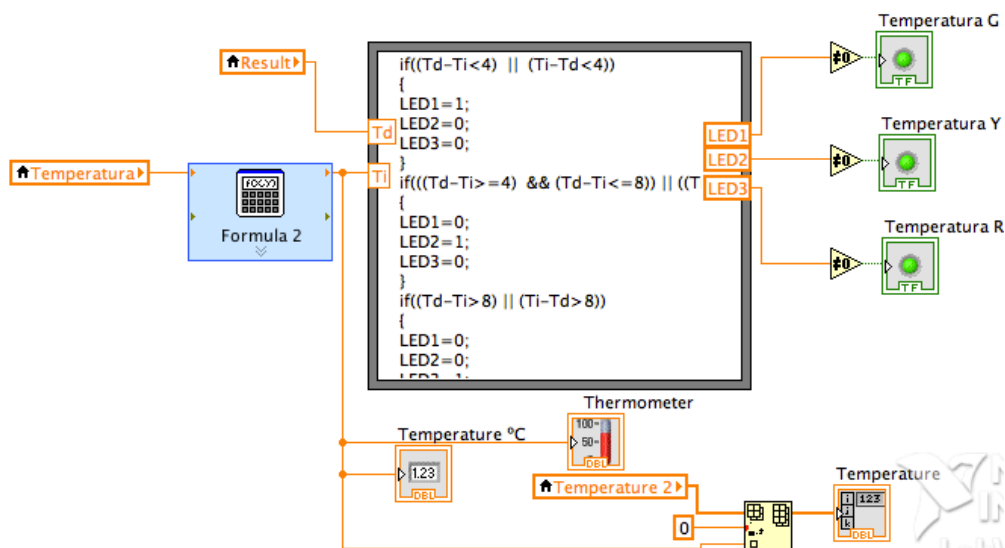


Figura 4.21: Programação sinais visuais para controlo de temperatura

Todos os valores correspondentes a cada sensor, visualizados na interface, são guardados num vector separadamente. Posteriormente todos os vectores serão concatenados e inseridos num ficheiro Excel ou de texto, caso o operador assim o pretenda.

Outra funcionalidade disponibilizada tem a ver com o cálculo percentual do volume em função do fluxo detectado e do tamanho do depósito, possibilitando assim que o utilizador tenha uma percepção da quantidade de líquido que se encontra dentro do depósito caso este não seja de fácil visualização. O depósito inicia a decremontação a 100%, sendo a cada segundo retirada a quantidade de litros, correspondente ao fluxo, de forma percentual em função do tamanho do depósito.

Associado ao cálculo é disponibilizado informação visual relativa à proximidade do fim do depósito, sendo que até 10% acenderá um led verde, entre 10% e 5% um led amarelo e entre 5% e 0% um led vermelho.

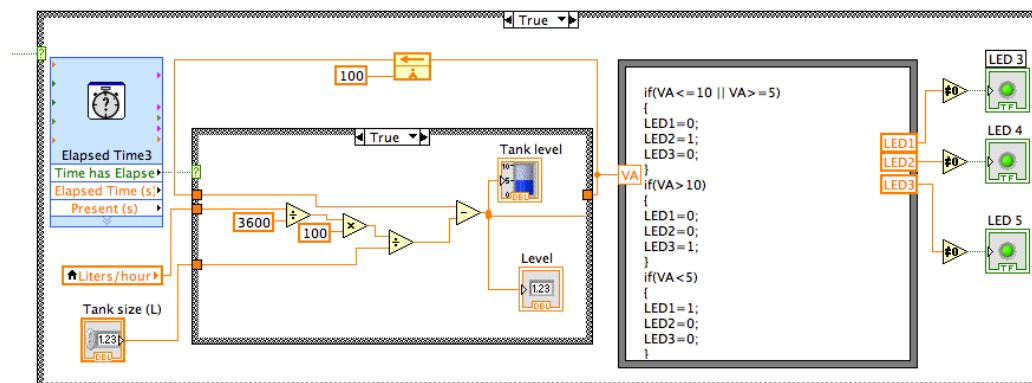


Figura 4.22: Código para cálculo do nível do depósito

Além de ser possível controlar o fluxo através da movimentação do *dial* existente no painel de controlo, também foi inserida uma função, que permite ao utilizador inserir o fluxo que pretende, durante um intervalo de tempo por si definido, em três fases, figura 4.23. Esta funcionalidade permite ao operador adequar previamente o fluxo relativa a cada etapa de embalsamamento, pois inicialmente pretende-se um fluxo mais moderado para evitar rupturas nos vasos, depois ocorrerá uma fase de longa duração com um fluxo mais elevado e por fim este baixa novamente para garantir uma boa absorção por parte de todos os vasos.

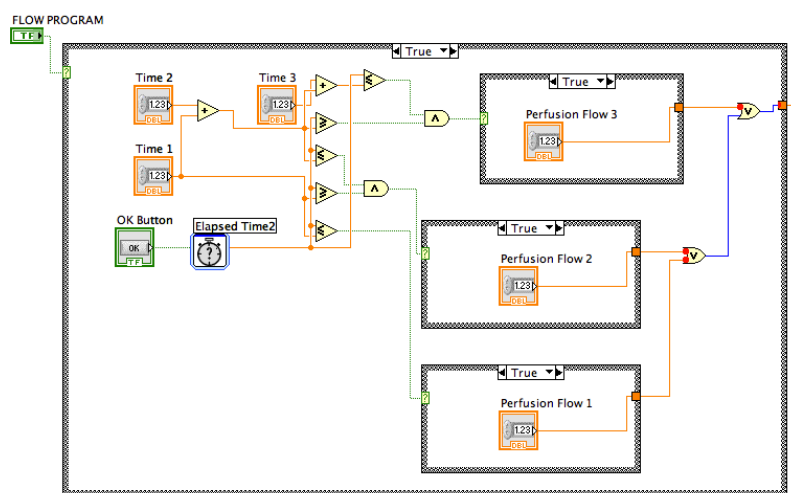


Figura 4.23: Código de controlo de fluxo programável

Por fim, foi desenvolvida uma funcionalidade que permite ao operador associar aos dados guardados tanto em Excel como em ficheiro de texto, o nome do operador responsável, o nome do cadáver, número de ficha, data e observações pertinentes, figura 4.24.

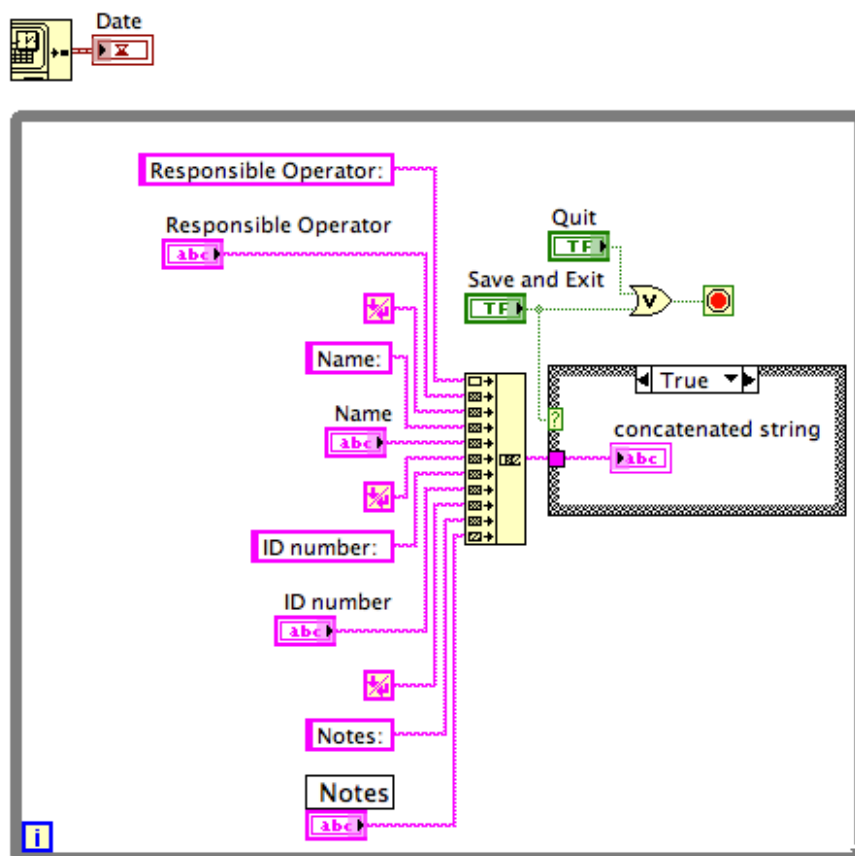


Figura 4.24: Programação de ficha de identificação do cadáver

4.5.2.2. Interface Gráfica

Como interface gráfica pretendia-se que fossem cumpridos alguns requisitos fundamentais, nomeadamente que fosse clara, concisa, atractiva e eficiente.

Uma condicionante importante, prendeu-se com o facto de existir um equipamento em execução na FCM, com o qual os operadores já se encontram familiarizados. Devido a este facto e apesar de algumas mudanças ao nível das funcionalidades, tencionou-se que a interface não fosse excessivamente alterada ao nível da estrutura, para que os operadores não necessitem de um longo período de adaptação.

Tratando-se de um sistema inovador e funcional, este foi desenvolvido em dois idiomas, podendo o utilizador escolher se pretende executar o programa em Português ou Inglês, através da janela visível na figura 4.25.



Figura 4.25: Janela de selecção do idioma

Após ser seleccionado o idioma pretendido, abrir-se-á o painel principal do programa, figura 4.26. Este painel está dividido em três partes, do lado esquerdo estão as opções do programa, ao centro os valores adquiridos por cada sensor e do lado esquerdo os controlos de temperatura e fluxo.

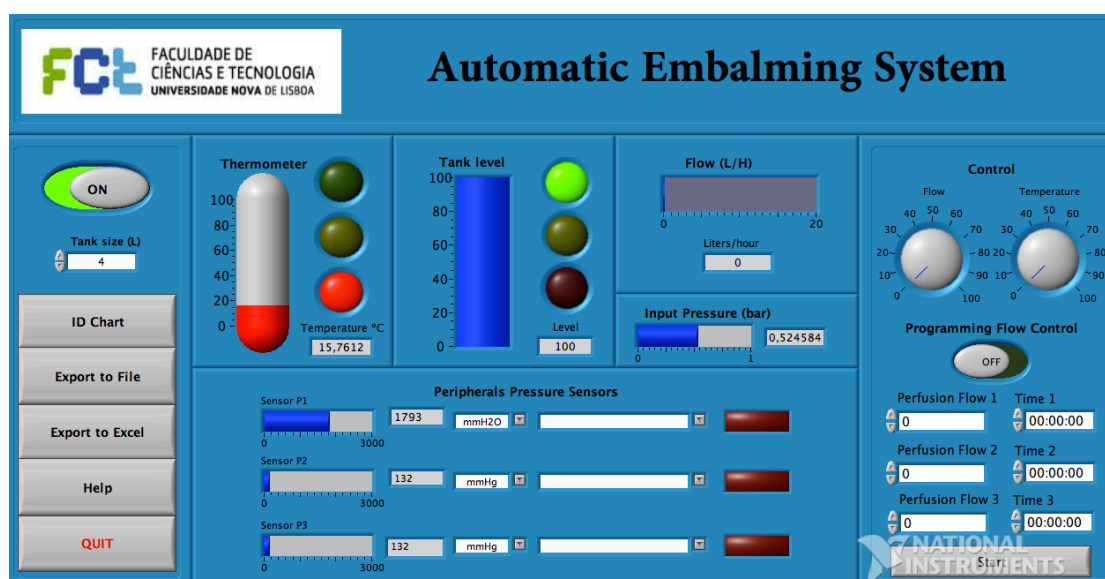


Figura 4.26: Painel principal

Do lado esquerdo da interface encontram-se as opções do programa, nomeadamente o botão ON/OFF, um selector do tamanho do deposito utilizado na perfusão, um botão que permite abrir a janela de identificação do cadáver, outros dois que permitem guardar os dados recebidos dos sensores num ficheiro texto ou Excel, um que permite abrir uma janela de ajuda e por fim um botão que permite ao utilizador sair do programa, figura 4.27.



Figura 4.27: Opções do programa

A janela de identificação que é aberta através do botão ID Chart, pode ser visualizada na figura 4.28.

Figura 4.28: Janela de identificação do cadáver

Ao centro, podemos encontrar os dados obtidos através dos sensores, designadamente o sensor de temperatura, sensor de fluxo, sensor de pressão à saída da bomba e dos três sensores de pressão periféricos. Adicionalmente, foi inserido um mostrador do nível do depósito inserido, assim como informação luminosa relativa à segurança do sistema, figura 4.29.

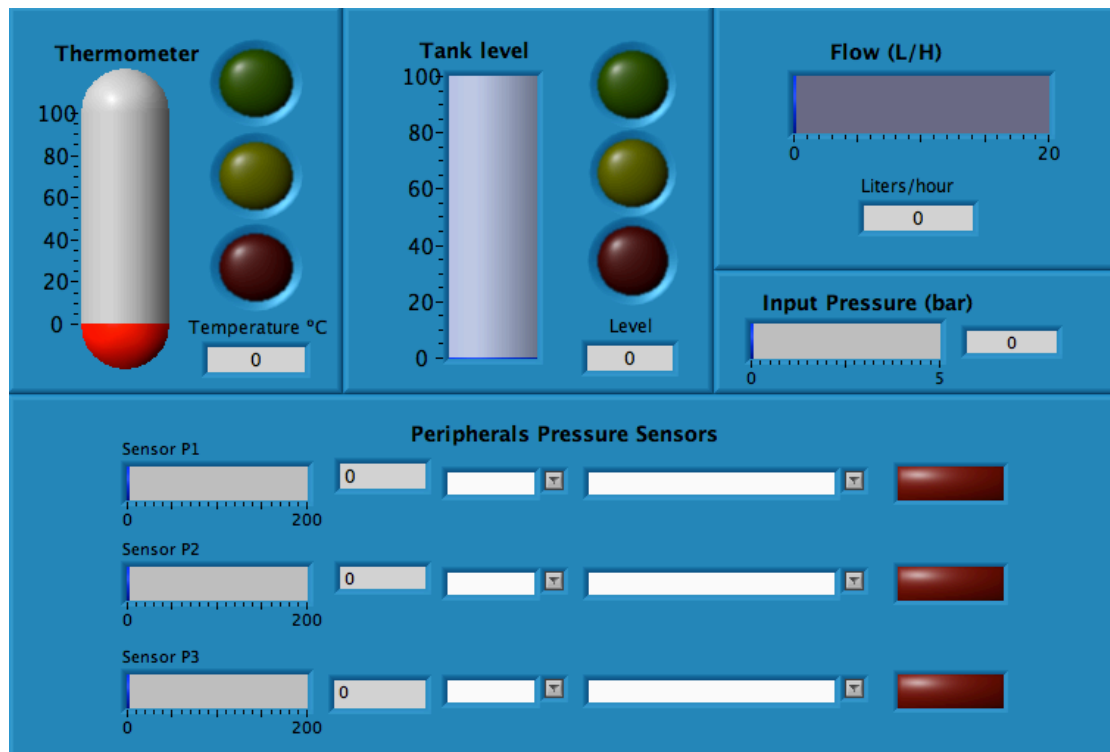


Figura 4.29:Painel central da interface, correspondente às medições efectuadas pelos sensores

Para cada sensor de pressão periférico é possível inserir as unidades, em mmHg ou mmH₂O, em que se pretende visualizar e guardar os dados recebidos pelo mesmo. É também permitido associar a estes, a artéria ou veia, na qual está inserido, sendo que estão disponíveis oito grandes vasos do corpo humano, figura 4.30.

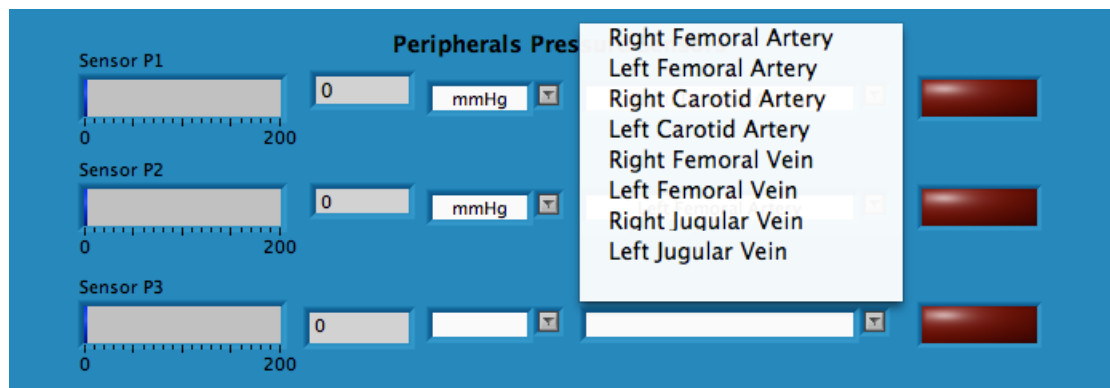


Figura 4.30: Sensores de pressão periféricos: valor, unidades e localização

Por fim, do lado direito estão localizados os controlos de fluxo e temperatura do sistema. O controlo de temperatura permite variações entre a temperatura ambiente e os 100°C. Não tendo um equipamento de refrigeração, este sistema permite apenas o aquecimento, não sendo também aconselháveis temperaturas acima dos 80°C. Relativamente ao controlo de fluxo, este pode ser efectuado através da variação do *dial* ou através de um método de programação prévia do mesmo, sendo para tal

necessário ligar o botão ON/OFF e após introduzidos os valores de fluxo e respectivo tempo, deverá ser premido o botão Start, figura 4.31.

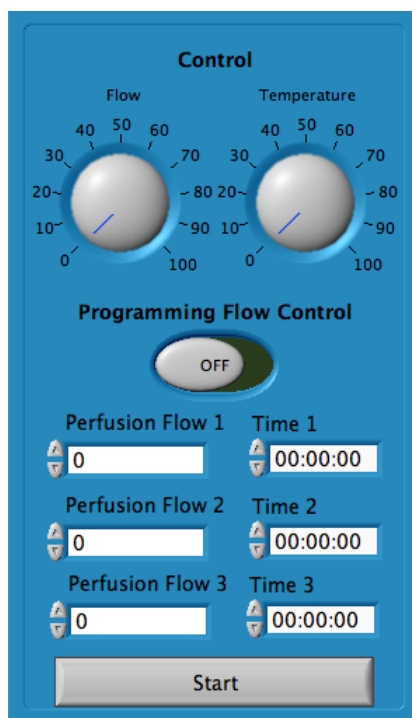


Figura 4.31: Controlo de fluxo e temperatura

4.6. Conceção da maquete

Face à necessidade de concepção de um equipamento ergonómico, adequado ao meio onde vai operar, foi construída a maquete do mesmo, que pode ser visualizada na figura 4.32.

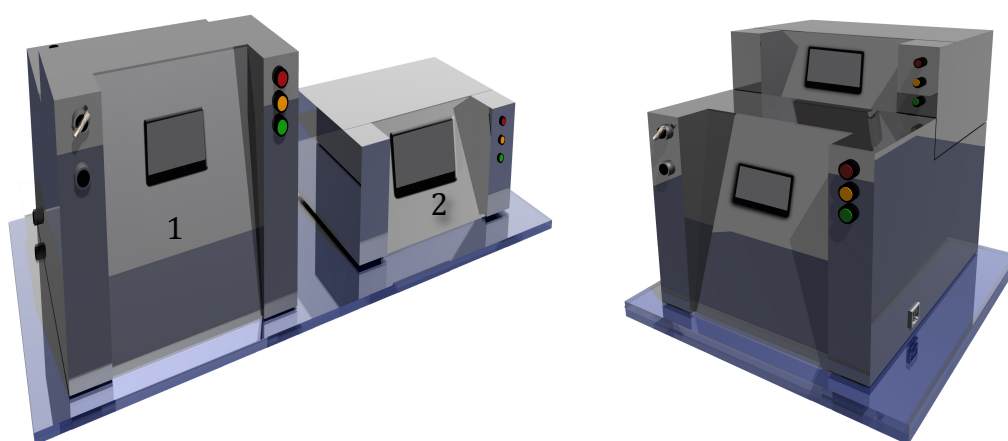


Figura 4.32: Maquete do equipamento desenvolvido

O equipamento encontra-se dividido em dois blocos. O bloco 1 é o principal, ao qual se encontram ligados todos os sensores, contem também o reservatório de aquecimento, um sistema de encaixe fácil para os garraões de dietilenoglicol, um

ecrã para visualização dos parâmetros adquiridos e leds que permitem ao operador visualizar de forma distanciada o estado do equipamento. Este bloco funciona autonomamente, permitindo um embalsamamento em modo manual.

O bloco 2 permite o controlo de todo o sistema de forma automática, sendo que nele se encontra o microcontrolador Arduino e o computador Raspberry Pi.

5. Resultados

De forma a assegurar a fiabilidade dos valores visualizados pelo utilizador assim como a resposta adequada do equipamento, foi efectuada a calibração de todos os sensores utilizados.

Para calibração foi efectuada uma relação entre temperatura, fluxo e pressão com os valores de tensão obtidos através dos sensores. A relação de entrada x e saída y de cada sensor é estabelecida através de uma curva de calibração $y = f(x)$.

5.1. Calibração de sensor de temperatura

Para calibração do sensor de temperatura, este foi introduzido dentro de um banho termostático em aquecimento, tendo sido medidos os valores de tensão aos terminais do sensor, correspondentes à temperatura.

Para cada valor de temperatura foram efectuadas 5 medidas, sendo que através da média das mesmas (consultar apêndice I A), se chegou à recta de calibração representada na figura 5.1.

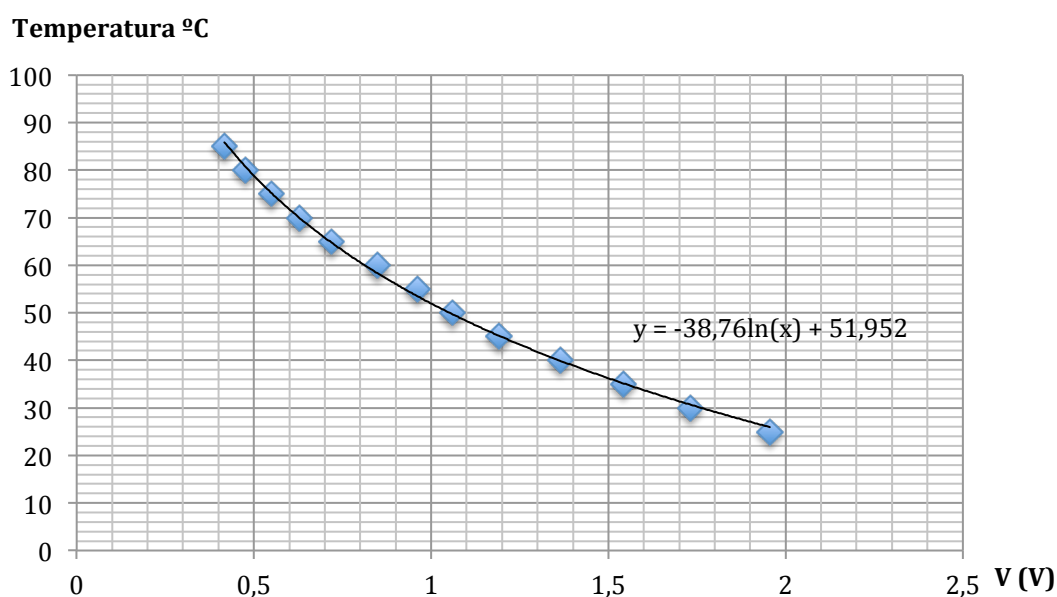


Figura 5.1: Recta de calibração do termistor

A recta de calibração do sensor de temperatura é a seguinte:

$$T(V) = -38,76 \ln(x) + 51,952$$

Este sensor apresenta um erro de $\pm 1^\circ\text{C}$ entre o valor médio e o valor efectivo de temperatura.

5.2. Calibração de sensor de fluxo

A calibração do sensor de fluxo foi realizada em simultâneo com a unidade de bombeamento em funcionamento.

Para cada posição do potenciómetro foram registados os valores adquiridos pelo sensor de fluxo. Estes valores correspondem à contagem do número médio de pulsos gerados pelo sensor. Quanto maior for o fluxo maior será a frequência do sinal e consequentemente maior será o número de contagens efectuadas.

A tabela 5.1 mostra o número médio de contagens por segundo em função do fluxo determinado através dos ensaios efectuados anteriormente para cada posição do controlador (consultar apêndice I B), para um bombeamento de 1,5L de água.

Tabela 5.1: Calibração do sensor de fluxo

Posição	Tempo decorrido (s)	Fluxo (L/h)	Numero médio de contagens
0	-	0	0
1	4264	1,27	0,647138837
2	1509	3,58	1,214683276
3	1009	5,35	1,917772934
4	776	6,96	2,511076765
5	634	8,52	2,652365931
6	508	10,62	3,306058222
7	450	11,99	3,886272768
8	417	12,96	4,144913628
9	360	14,99	4,490838423
10	326	16,56	4,980368098

A recta de calibração que relaciona o fluxo de bombeamento com o número de contagens lidas pelo sensor é representada pelo gráfico da figura 5.2.

Fluxo (L/h)

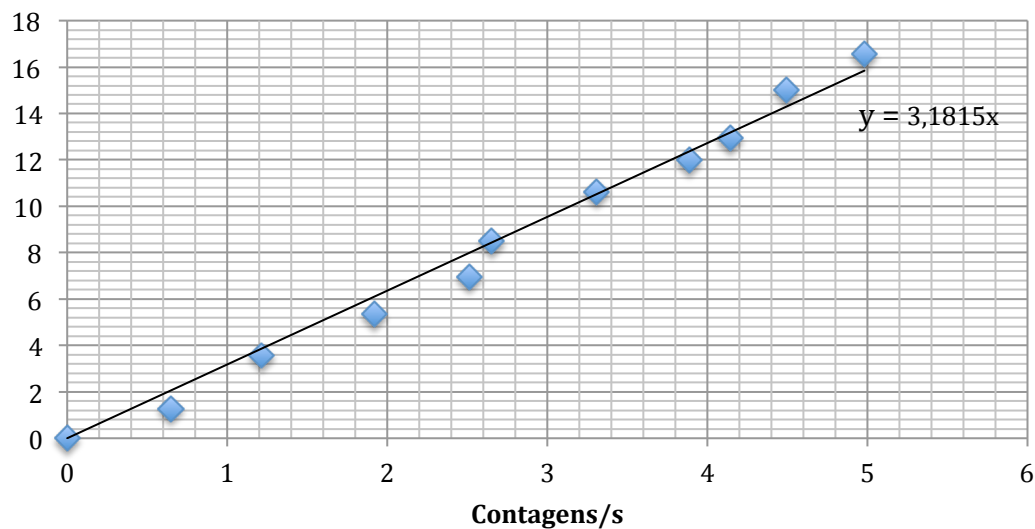


Figura 5.2: Recta de calibração do sensor de fluxo

A relação entre o fluxo (Q) e o número de contagens N do sensor é dada por:

$$Q(N) = 3,1815N$$

5.3. Calibração de sensor de pressão

A calibração dos sensores de pressão foi efectuada através da informação encontrada nos respectivos datasheet's. Esta solução deveu-se à impossibilidade de esta ser efectuada através de uma coluna de líquido, pois a altura requerida para uma pressão de 15 psi seria de 10,546 m, não sendo exequível em laboratório.

Por conseguinte, sendo a sensibilidade do sensor de pressão à saída da bomba de 67mV/psi (consultar apêndice I C) e dado que foi efectuada uma amplificação do sinal com ganho de 5, obtivesse a recta de calibração representada na figura 5.3.

Pressão (psi)

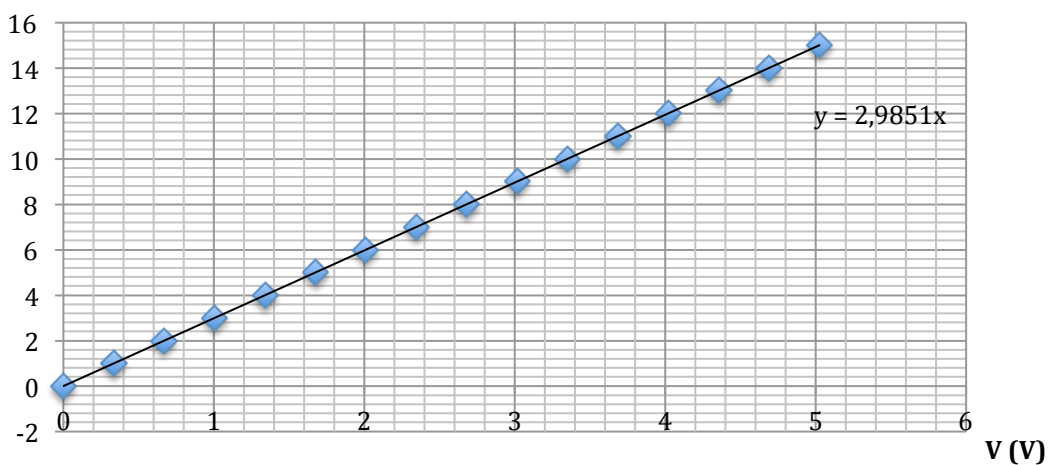


Figura 5.3: Recta de calibração do sensor de pressão à saída da bomba

A relação entre a pressão (P) e a tensão V do sensor é dada por:

$$P(V) = 2,9851V$$

Relativamente aos sensores periféricos, a sua sensibilidade é de 10mv/psi (consultar apêndice I C), tendo sido utilizado um circuito de amplificação de sinal com ganho de 100. Após conversão dos valores para uma escala em mmH₂O e mmHg obteve-se a recta de calibração representada na figura 5.4 e 5.5.

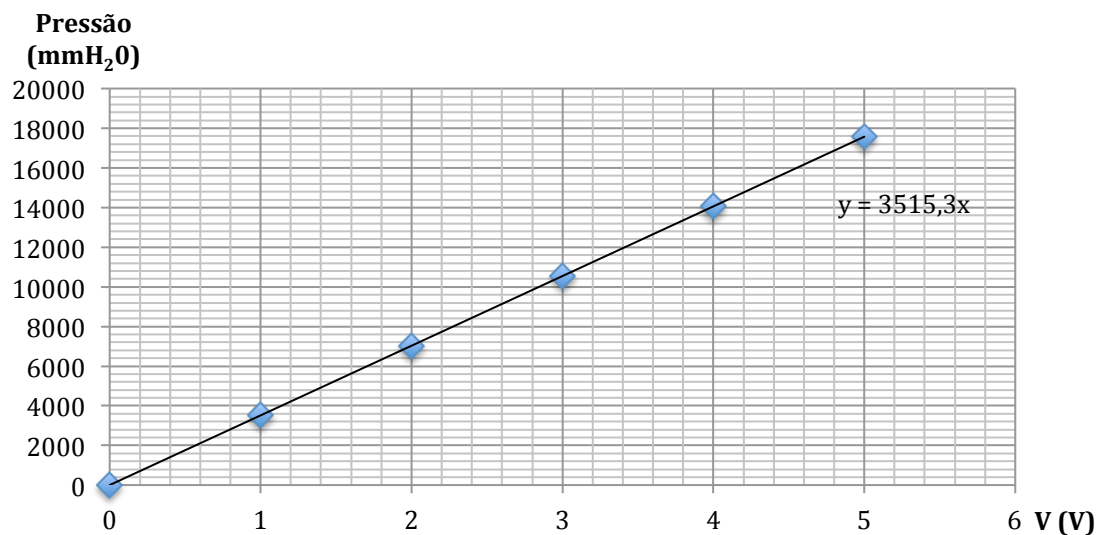


Figura 5.4: Recta de calibração para mmH₂O dos sensores de pressão periféricos

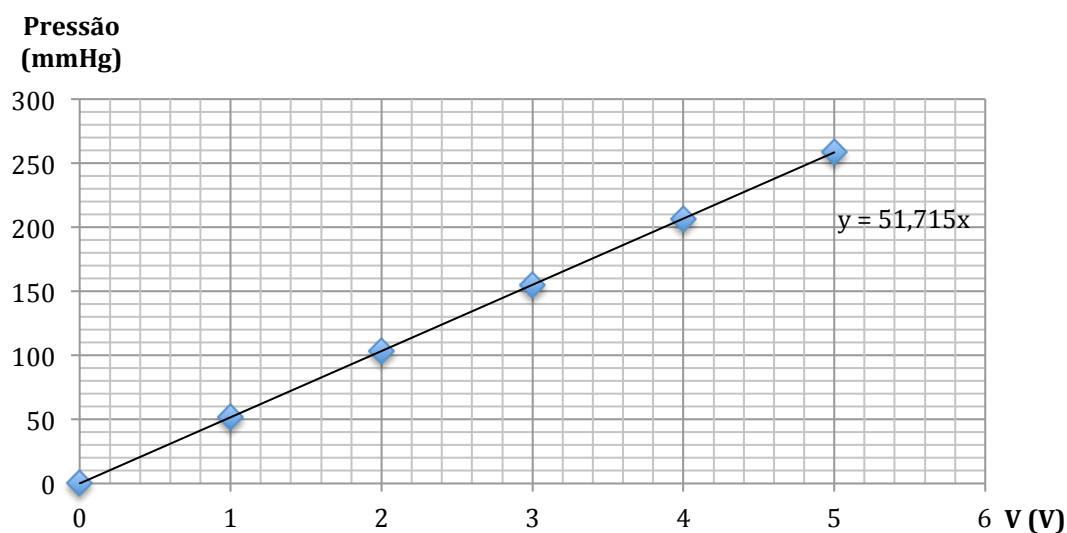


Figura 5.5: Recta de calibração para mmHg dos sensores de pressão periféricos

As rectas de calibração dos sensores periféricos em unidades de mmH₂O e mmHg são dadas por:

$$P_{mmH_2O}(V) = 3515,3V$$

$$P_{mmHg}(V) = 51,715 V$$

6. Conclusões

O equipamento desenvolvido constitui uma grande evolução em relação ao anterior, pois foram introduzidas soluções inovadoras que permitiram colmatar muitas das fragilidades verificadas.

Foram introduzidas melhorias significativas na medição da pressão periférica, no sistema de aquecimento, na interface e ergonomia do equipamento. Foi ainda incorporado um novo sistema de controlo de fluxo programável pelo utilizador, que permite definir previamente todos os fluxos e respectivas temporizações, ao longo de todo o processo.

Embora não tendo sido testado em embalsamamento de cadáveres, através dos testes efectuados o sistema revelou-se fiável e preciso.

Como melhorias a considerar para futuro desenvolvimento considera-se relevante a melhoria da precisão dos controlos de temperatura e fluxo através de implementação rotinas de controlo PID. O método de aquisição de pressão periférica, que embora tendo sido obtidas melhorias bastante significativas, a adaptação para uso clínico influencia negativamente a qualidade dos dados obtidos. A integração de um sistema NFC (Near Field Communication) tanto como sistema de segurança, como para recolha e armazenamento de informação de forma rápida e acessível em qualquer lugar, através de cartão ou smartphone, será também uma mais valia a introduzir no sistema.

Conclui-se assim que o sistema desenvolvido, além de ser uma solução totalmente inovadora no sector, apresenta uma enorme evolução face aos equipamentos existentes no mercado, revelando-se de enorme importância no estudo e optimização de técnicas de embalsamamento.

7. Bibliografia

1. Goyri-O'Neill, J., Pais, D., Andrade, F., Ribeiro, P., Belo, A., O'Neill, A., Ramos, S., Marques, C., *Improvement of the embalming perfusion method – the innovation and the results by light and scanning electron microscopy*, aceite para publicação na acta médica portuguesa, revista da ordem dos médicos, 2013.
2. Ajmani, M. L., *Embalming: principles and legal aspects*, 1st edition 1998.
3. Bajracharya S, Magar A, *Embalming: an art of preserving human body*, Kathmandu University Medical Journal (2006), vol. 4, no. 4, issue 16, 554-557.
4. Elite continuing education: *History of embalming and restorative art*, acedido em: 21 de janeiro de 2013, em: <http://www.elitecme.com/dynamic/pdf/fil03eri11.pdf>
5. Junqueira, L. C.; Carneiro, J. *Histologia básica: texto/atlas*. 11. Ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008, 524p.
6. Johnson, E.C. *A history of the art and science of embalming. Casket and sunnyside*. 1955.
7. Waite, Lee e Fine, Jerry. *Applied biofluid mechanics*. Nova iorque: Mcgraw-Hill, 2007.
8. Landau, L. D., *Course of theoretical physics – fluid mechanics*, vol. 6, Pergamon Press, 1987.
9. Afonso, Maria R. M. S., *A física de alguns biofluidos*, Universidade de Aveiro, 2007.
10. Malvino, Albert P. *Princípios de electrónica*. Amadora : Mcgraw-Hill, 2000.
11. Michael Margolis, *Arduino cookbook*, O'Reilly, 2nd edition 2012.
12. National instruments, *Labview: function and vi reference manual*, 1998
13. Lagarto, João Luís de Jesus Reis. *Desenvolvimento e automatização de um perfusor de cadáveres*. Monte da Caparica: s.n., 2008.
14. *Manual de instruções de bomba dosificadora blackstone bl15*.
15. *Manual de instruções do sensor de fluxo*.
16. *Manual de instruções dos transdutores de pressão 26pc*.

Apêndice I

A. Calibração de sensor de temperatura

Calibração do termistor	
V	°C
1,956	25
1,732	30
1,542	35
1,364	40
1,192	45
1,06	50
0,961	55
0,848	60
0,719	65
0,627	70
0,548	75
0,476	80
0,417	85

B. Calibração de sensor de fluxo

Calibração da bomba			
Posição	Caudal(L)	Tempo(s)	contagens
10%	1,50	3621	3049
	1,50	3097	2267
	1,50	4507	2578
	1,50	4957	3056
	1,50	5138	2847
Média	1,50	4264	2759
20%	1,50	1314	1734
	1,50	1749	1818
	1,50	1391	1761
	1,50	1480	1902
	1,50	1612	1951
Média	1,50	1509	1833
30%	1,50	1007	1773
	1,50	1101	2138
	1,50	1020	2108
	1,50	958	1716
	1,50	961	1944
Média	1,50	1009	1936
40%	1,50	810	2102
	1,50	770	2018
	1,50	765	1801
	1,50	785	1679
	1,50	752	2148
Média	1,50	776	1950
50%	1,50	605	1612
	1,50	640	1737
	1,50	678	1564
	1,50	697	1418
	1,50	550	2077
Média	1,50	634	1682
60%	1,50	501	1802
	1,50	481	1482
	1,50	508	1530
	1,50	519	1519
	1,50	533	2071
Média	1,50	508	1681
70%	1,50	430	1688
	1,50	455	1728
	1,50	431	1625
	1,50	447	1754
	1,50	488	1953
Média	1,50	450	1750
80%	1,50	397	1659
	1,50	435	1707
	1,50	434	1666
	1,50	436	1616
	1,50	382	1990
Média	1,50	417	1728
90%	1,50	363	1626
	1,50	376	1670
	1,50	361	1536
	1,50	371	1527
	1,50	330	1729
Média	1,50	360	1618
100%	1,50	324	1599
	1,50	338	1683
	1,50	342	1697
	1,50	337	1690
	1,50	289	1449
Média	1,50	326	1624

Apêndice II

A. Código desenvolvido na plataforma Arduino

```
/*  
*****
```

Automatic embalming system software

Created by Joao Patricio

```
*****  
*****/
```

```
//Global variables  
int desired_temp=0;  
int desired_flow=0;  
int last_flow=0;  
int last_temp=0;  
int last_inputP=0;  
int last_p1=0;  
int last_p2=0;  
int last_p3=0;  
String sendtext="";  
String cmd = "";  
char cmde[10];  
unsigned i_cmd = 0;  
unsigned i;  
unsigned j=0;  
int flow_i=0;  
int sensor_flow_state=0;  
int counter;  
int flow_count=0;  
byte state;  
String textsend="";  
String textsend1="";  
String textsend2="";  
String textsend3="";  
String textsend4="";  
String textsend5="";  
int n=0;  
int t=0;  
int reset=0;  
unsigned long temp_act, temp_ant, temp_int=2000; //counting time  
unsigned long pumpTimer1, pumpTimer2, pumpTimer3 = 2000; //Temporizacao do  
controle da bomba timer3 = intervalo em milisegundos.
```

```
//Pin variables
```

```

int sensor_fluxo_pin=2;
int sensor_temp_pin=0;
int sensor_inputP=1;
int sensor_p1=2;
int sensor_p2=3;
int sensor_p3=4;
int INC = 9;
int UD = 8;
int temp_pin=10;

/*****
*****/

```

PIN modes

```

*****/
void setup(){
  Serial.begin(9600);
  pinMode(sensor_fluxo_pin,INPUT);
  pinMode(INC, OUTPUT);    // sets the digital pin as output
  pinMode(UD, OUTPUT);    // sets the digital pin as output
  pinMode(sensor_temp_pin,INPUT);
  pinMode(temp_pin,OUTPUT);
  pinMode(sensor_inputP,INPUT);
  pinMode(sensor_p1,INPUT);
  pinMode(sensor_p2,INPUT);
  pinMode(sensor_p3,INPUT);
  pinMode(13, OUTPUT);
}
/*****
*****/

```

Main

```

*****/
void loop(){

//Read sensors
if(Serial.available()>0){
  char ch = Serial.read();
  cmd = cmd + ch;
  cmdc[i_cmd++] = ch;

//Read desired flow and temperature from Labview
if (ch == '%'){
  if(cmdc[0]=='F'){
    sendtext = cmd.substring(1);
    desired_flow=sendtext.toInt();
  }
}
}
}

```

```

    }
    if(cmdc[0]=='T'){
        sendtext = cmd.substring(1);
        desired_temp=sendtext.toInt();
    }

    cmd = "";
    i_cmd = 0;

    for (i=0; i < 10; i++){
        cmdc[i] = '0';
    }
}

//Read sensors
if (ch == 'X'){
    flow_i=digitalRead(sensor_fluxo_pin);
    textsend="F"+String(flow_count)+"%";
    Serial.print(textsend);
    last_temp=analogRead(sensor_temp_pin);
    textsend1="T"+String(last_temp)+"%";
    Serial.print(textsend1);
    last_inputP=analogRead(sensor_temp_pin);
    textsend2="I"+String(last_inputP)+"%";
    Serial.print(textsend2);
    last_p1=analogRead(sensor_temp_pin);
    textsend3="P"+String(last_p1)+"%";
    Serial.print(textsend3);
    last_p2=analogRead(sensor_temp_pin);
    textsend4="Q"+String(last_p2)+"%";
    Serial.print(textsend4);
    last_p3=analogRead(sensor_temp_pin);
    textsend5="R"+String(last_p3)+"%";
    Serial.print(textsend5);

    cmd = "";
    i_cmd = 0;
}
if (ch == 'S'){
    reset=1;
    cmd = "";
    i_cmd = 0;
}
}

//CONTROL
flowcounter();
pumpcontrol();
control_temp();
reset_controls();

```

```

}
/*****
*****/

```

Impulse counting

```

*****/

```

```

void flowcounter(){

    if((flow_i==0) && (sensor_flow_state == 1)){ //previous state
        sensor_flow_state=0;
    }
    if((flow_i==1) && (sensor_flow_state==0)){ //pulses counter
        counter++;
        sensor_flow_state=flow_i;
    }

    temp_act=millis();

    if((temp_act-temp_ant)>=temp_int){ //time count
        flow_count=counter;
        counter=0;
        digitalWrite(13, state);
        state=!state;
        temp_ant=temp_act;
    }
}

```

```

/*****
*****/

```

Flow control

```

*****/

```

```

void pumpcontrol (){

    pumpTimer1 = micros();

    if ((pumpTimer1 - pumpTimer2) >= pumpTimer3){

        n = desired_flow-flow_count;

        if(n>0){
            digitalWrite(INC, HIGH); // sets the INC ON
            digitalWrite(UD, HIGH); // sets the UD ON

```

```

    digitalWrite(INC, LOW); // sets the INC OFF
  }
  if(n<0){
    digitalWrite(INC, HIGH); // sets the INC ON
    digitalWrite(UD, LOW); // sets the UD OFF
    digitalWrite(INC, LOW); // sets the INC OFF
  }
  if(n=0){
    digitalWrite(INC, LOW); // sets the INC OFF
  }
  pumpTimer2 = pumpTimer1;
}
}
/*****
*****/

```

Temperature control

```

*****/

void control_temp(){

  t = (desired_temp+39)-last_temp;

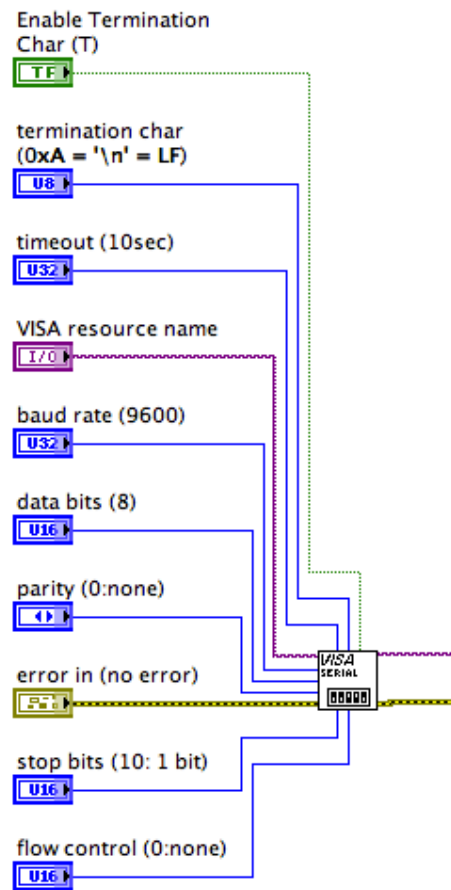
  if(t<0){
    digitalWrite(temp_pin, HIGH);
  }
  if(t>=0){
    digitalWrite(temp_pin, LOW);
  }
}

//reset control
void reset_controls(){
  if(reset==1){
    desired_temp=1024;
    desired_flow=0;
    for(int i=0; i<100; i++){
      digitalWrite(INC, HIGH);
      digitalWrite(UD, LOW);
      digitalWrite(INC, LOW);
      delay(10);
    }
    digitalWrite(temp_pin, LOW);
    Serial.println("chegou");
    delay(10);
    reset=0;
  }
}
}

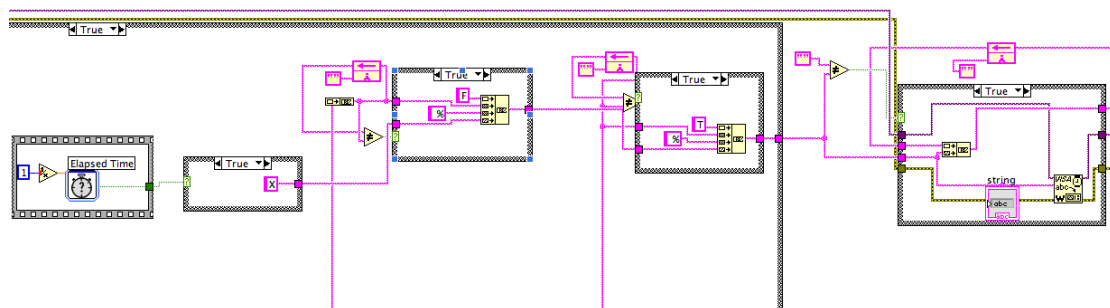
```

B. Diagrama de blocos do software criado em Labview

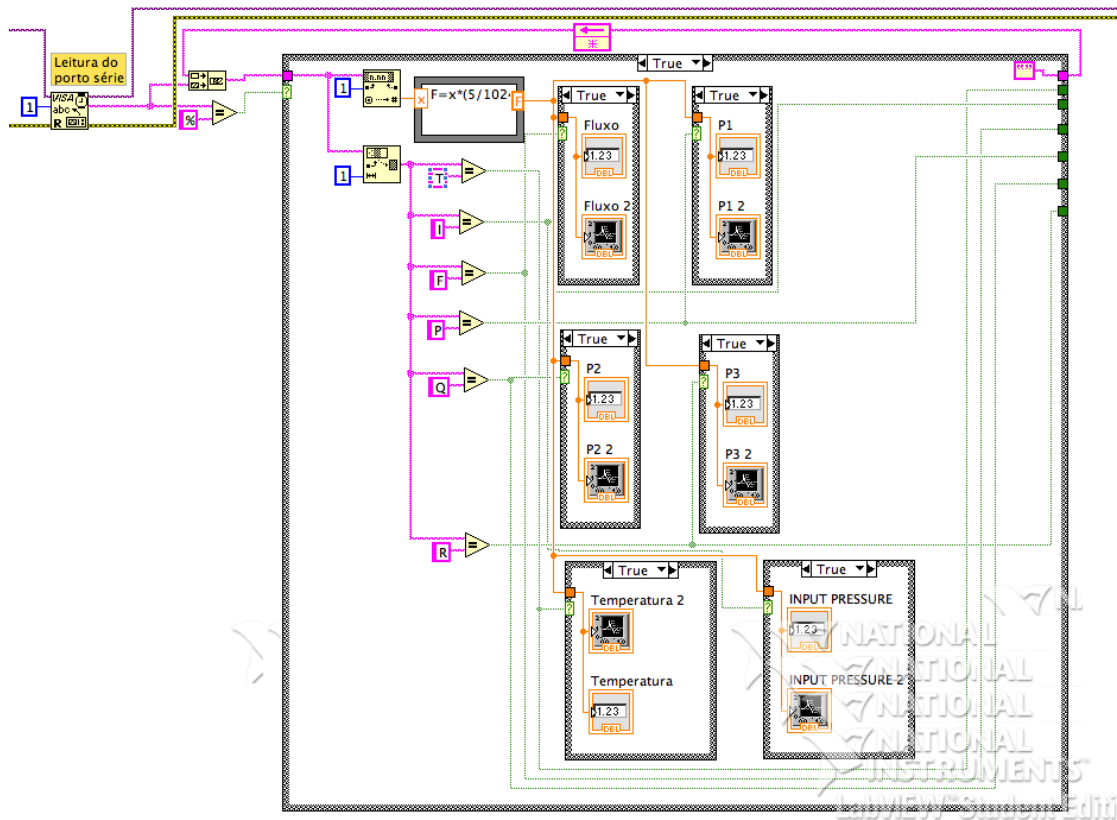
B.1. Configuração da porta série



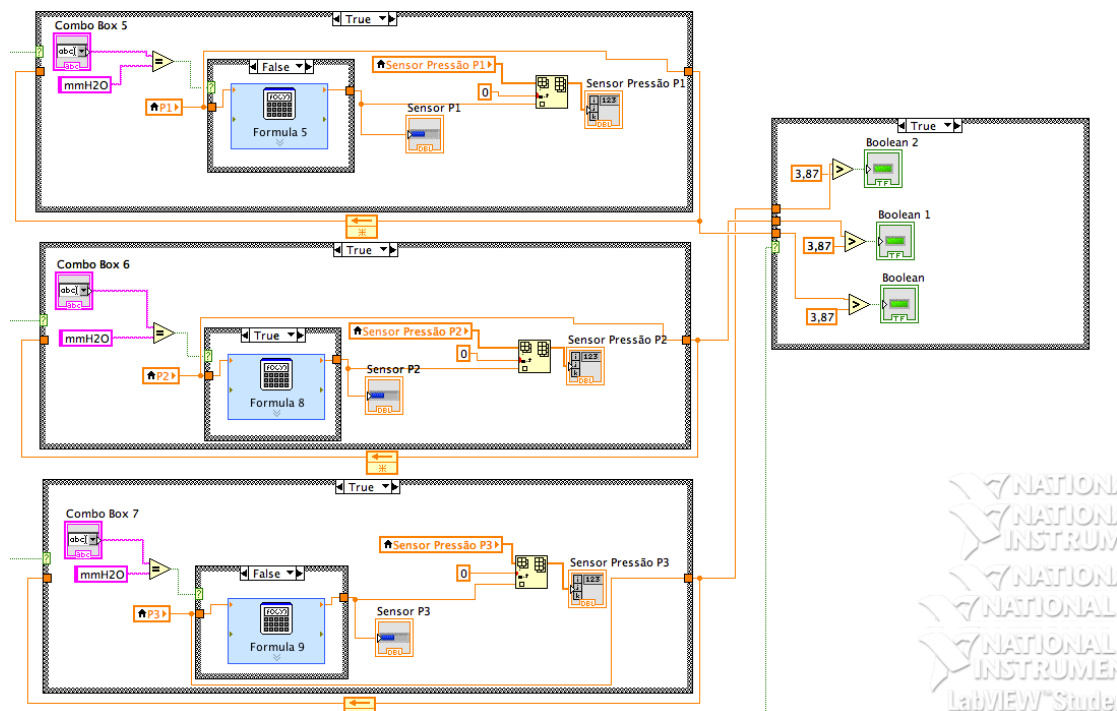
B.2. Caracteres escritos na porta série



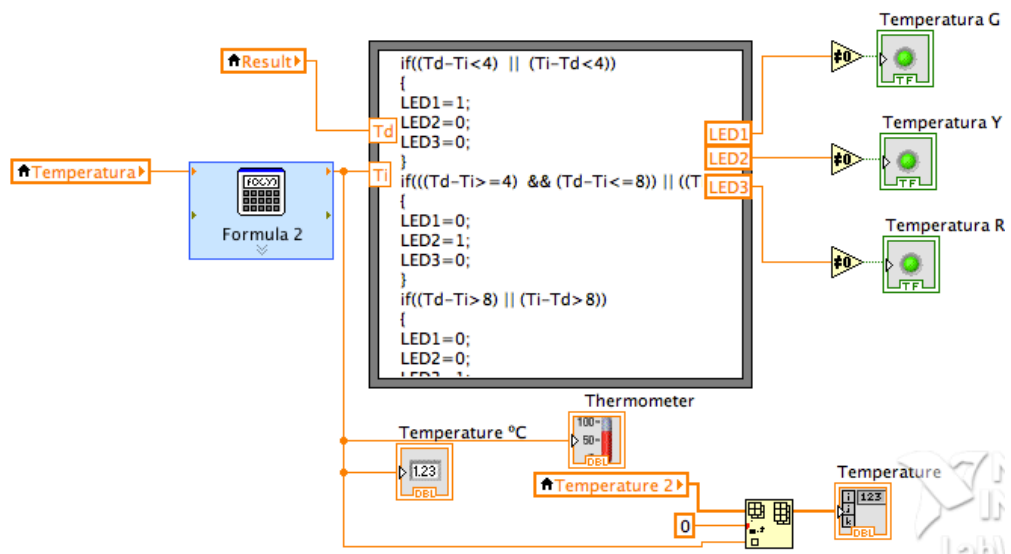
B.3. Leitura de caracteres da porta série



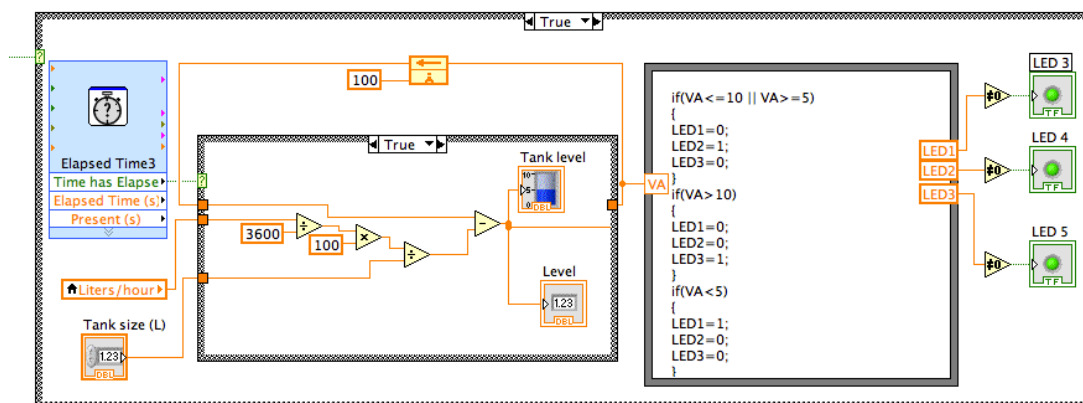
B.4. Código de calibração de sensores de pressão periféricos e respectivos sinais visuais



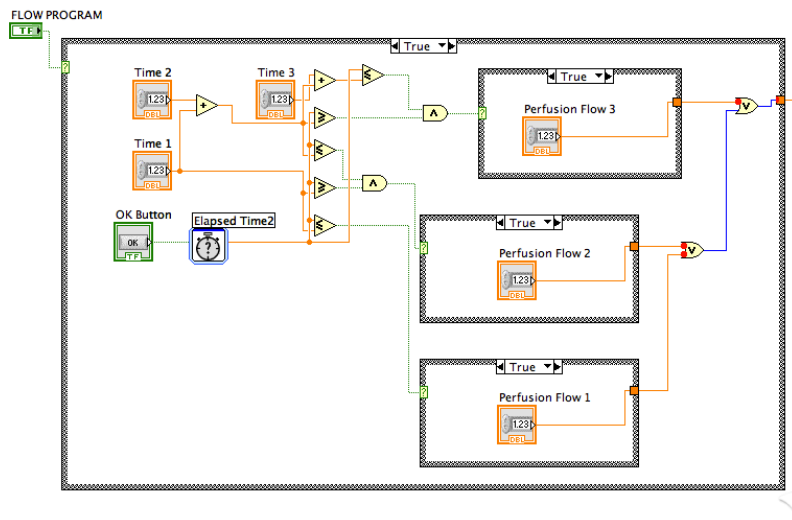
B.5. Código de calibração do sensor de temperatura e respectivo sinais visuais



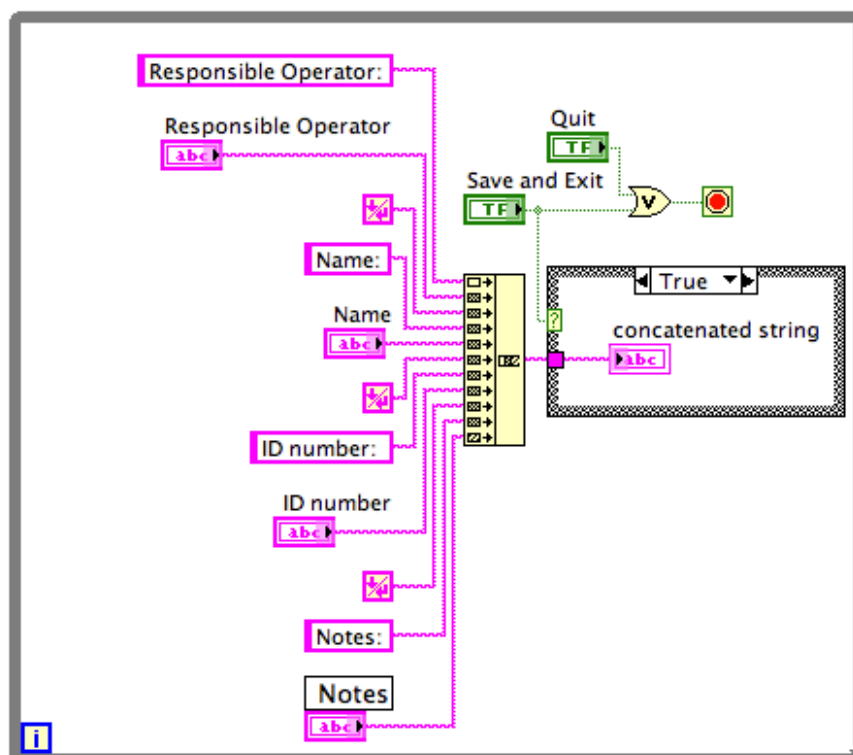
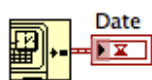
B.6. Código para calculo de nível do depósito



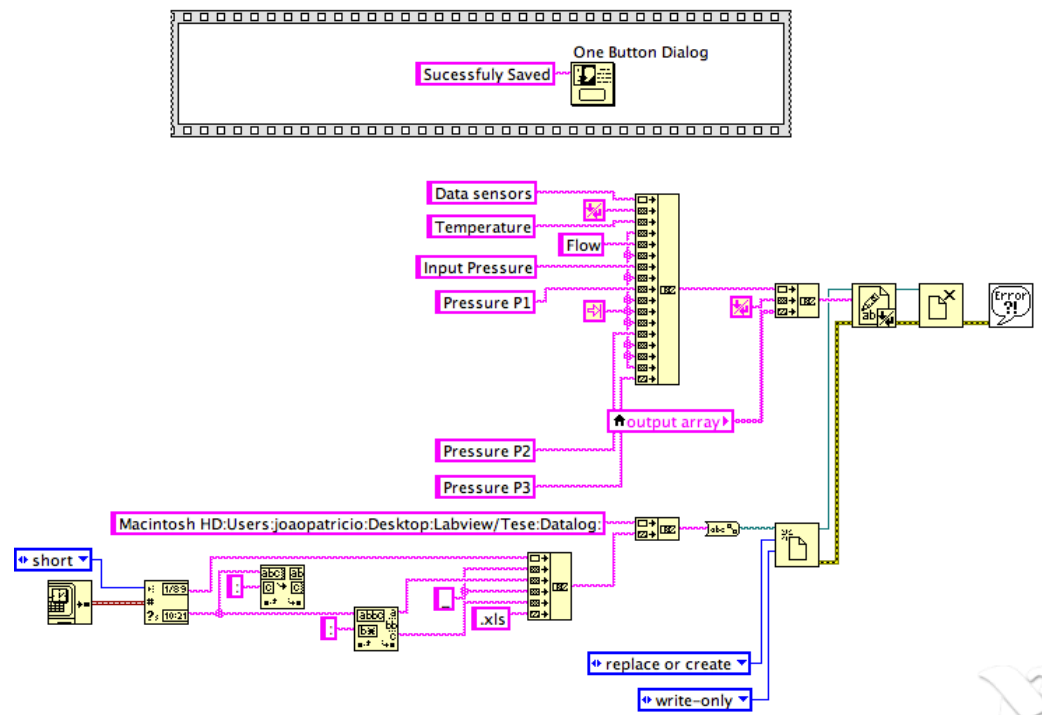
B.7. Código de fluxo programável



B.8. Programação de ficha de identificação do cadáver



B.9. Escrita de valores para Excel



B.10. Escrita de valores para ficheiro de texto

